

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECÂNICA**

**USINAGEM DE PARAFUSOS IMPLANTÁVEIS DE P(L/DL)LA
AUTORREFORÇADOS**

Tese submetida à

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA

para a obtenção do grau de

DOUTOR EM ENGENHARIA MECÂNICA

STEFERSON LUIZ STARES

Florianópolis, Novembro de 2010

Catálogo na fonte pela Biblioteca Universitária
da
Universidade Federal de Santa Catarina

S795u Stares, Steferson Luiz

Usinagem de parafusos implantáveis de P(L/DL)LA
autorreforçados [tese] / Steferson Luiz Stares ; orientador,
Lourival Boehs. - Florianópolis, SC, 2010.

179 p.: il., grafs., tabs.

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Santa Catarina,
Centro Tecnológico. Programa de Pós-Graduação em Engenharia
Mecânica.

Inclui referências

1. Engenharia mecânica. 2. Polímeros. 3. Usinagem. 4.
Materiais Biocompatíveis. 5. Implantes artificiais. I. Boehs,
Lourival. II. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa
de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. III. Título.

CDU 621

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO
EM ENGENHARIA MECÂNICA**

**USINAGEM DE PARAFUSOS IMPLANTÁVEIS DE P(L/DL)LA
AUTORREFORÇADOS**

STEFERSON LUIZ STARES

Esta tese foi julgada adequada para a obtenção do título de Doutor em Engenharia, especialidade Engenharia Mecânica, sendo aprovada em sua forma final.

Lourival Boehs – Orientador - Presidente

Márcio Celso Fredel – Co-orientador

Eduardo Alberto Fancello - Coordenador do Curso

BANCA EXAMINADORA

João Carlos Espíndola Ferreira

Guilherme Mariz de Oliveira Barra

Ricardo de Souza Magini

Eliana Aparecida de Rezende Duek

Águedo Aragones

BIOGRAFIA DO AUTOR

Steferson Luiz Stares nasceu em Capinzal-SC em 20 de agosto de 1978. Em 1998, formou-se técnico mecânico pelo SENAI de Joaçaba-SC. Em 2003, formou-se em Engenharia Mecânica pela Universidade do Oeste de Santa Catarina. Em 2006, concluiu seu mestrado com pesquisa sobre implantes fabricados de osso bovino. Em 2010, concluiu seu doutorado com o tema “USINAGEM DE PARAFUSOS IMPLANTÁVEIS DE P(L/DL)LA AUTORREFORÇADOS”, ambos pelo curso de pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Santa Catarina.

Entre 1995 e 1999 trabalhou como torneiro mecânico na Tornosul Usinagem, em Concórdia-SC. Desenvolveu atividades de fabricação e manutenção de peças e equipamentos para as indústrias de madeira, papel e celulose, transporte e alimentícia, bem como para o setor agrícola do Meio Oeste de Santa Catarina. De 2000 a 2001 realizou estágio extracurricular na empresa Bergazzi Equipamentos em Concórdia-SC, Participou como projetista no projeto e desenvolvimento de equipamentos para transporte e processamento de grãos. No período de 2002 a 2003 realizou estágio curricular na empresa Máquinas Bruno em Campos Novos-SC. Atuou como gerente de produção, planejando e coordenando atividades de usinagem bem como o gerenciamento de ferramentas de corte.

De 2004 a 2010 participou como pesquisador em atividades de P&D de materiais e dispositivos que interagem com o tecido ósseo. Desenvolveu implantes fabricados de osso bovino através de processo de usinagem, projeto que teve apoio financeiro da FAPESC (Fundação de Apoio à Pesquisa Científica e Tecnológica do Estado de Santa Catarina). Este projeto resultou em pedido de depósito de patente junto ao INPI (PI0603572-8). O referido projeto foi selecionado para representar a UFSC no 13º Salão do Inventor Brasileiro realizado em Vitória-ES (out/2009). Participou do desenvolvimento de dispositivo para expansão de tecido epitelial, o que resultou em outro pedido de depósito de patente (PI0800323-8). Participou também na pesquisa de implantes biorreabsorvíveis utilizados em cirúrgicas

craniofaciais, projeto que teve a FINEP como financiadora. Este projeto também resultou em pedido de depósito de patente junto ao INPI, pedido que foi realizado em 2010. Durante este período também participou como co-orientador em trabalhos de iniciação científica e como membro de banca em trabalho de TCC. Ministrou aulas de Biomateriais para turmas do Curso de Especialização em Implantodontia da UFSC e da Faculdade Ingá.

Em 2009, fundou a empresa BIONTECH, a qual teve projeto aprovado pelo programa PRIME (Primeira Empresa Inovadora) mecanismo desenvolvido pelo governo federal para alavancar empresas com produtos e tecnologias inovadoras.

A todos os seres de luz que me acompanharam nesta jornada.

AGRADECIMENTOS

Agradeço às seguintes pessoas que contribuíram para a realização deste trabalho:

Dr. Lourival Boehs
Dr. Márcio Celso Fredel
Dr. Aguedo Aragones
Dra. Eliana Aparecida de Rezende Duek
Dr. Ricardo Magini
Dr. Guilherme Mariz de Oliveira Barra
Dr. João Carlos Espíndola Ferreira
Dr. Walter Lindolfo Weingaertner
Dr. Rolf Bertrand Schroeter
Marcello Bulhões Montagnani
Hélio Irineu José
Diego Vieira dos Santos
Paulo Magalhães
Minha família
Ao pessoal do USICON

Também agradeço ao POSMEC-UFSC, CAPES e FINEP, pela oportunidade e apoio financeiro; a Taylor Hobson do Brasil e à PUC-Sorocaba pela realização de ensaios laboratoriais.

RESUMO

O objetivo final na área médica reconstrutiva é a restauração estrutural e funcional do tecido ao estado natural. Em cirurgias de fixação de fratura, uma fixação estável e confiável é uma condição absoluta para o sucesso. Implantes metálicos geralmente oferecem boa fixação. Entretanto, várias complicações e efeitos adversos têm sido descritos a respeito de seus usos. A ideia de desenvolver implantes que gradualmente perdem resistência e são reabsorvidos após cicatrização óssea tem estimulado diversas investigações na área dos biomateriais. Implantes biorreabsorvíveis podem ser produzidos a partir de polímeros cujas unidades monoméricas estão naturalmente presentes no organismo, permitindo sua degradação e reabsorção sem acúmulo de reações tóxicas. O processo de moldagem por compressão, tradicionalmente utilizado para a fabricação de dispositivos biorreabsorvíveis autorreforçados, tais como placas e parafusos, apresenta desvantagens em relação à qualidade final do produto e baixa flexibilidade de fabricação. O presente trabalho teve como objetivo o desenvolvimento de uma nova tecnologia para a fabricação de implantes biorreabsorvíveis. No contexto desta pesquisa, implantes tipo parafuso foram fabricados para aplicações em cirurgias de reparo do tecido ósseo. Inicialmente, barras circulares foram produzidas através de processo de injeção. Para o aumento dos níveis de resistência mecânica, as barras foram submetidas a um processo de autorreforço. Na sequência, utilizou-se a usinagem na obtenção da forma, da qualidade dimensional e da superfície adequada para a interação com o tecido ósseo. Os resultados desse conjunto de etapas e processos revelaram um produto com propriedades mecânicas, tolerâncias geométricas e características de superfície adequadas para uma fixação segura e com qualidade superior a apresentada por implantes moldados disponíveis no mercado.

Palavras chave: polímero biorreabsorvível, implante para a fixação de fratura, processo de usinagem, autorreforço.

ABSTRACT

The ultimate goal in the reconstructive area is the structural and functional restoration of the tissue into its natural state. In fracture fixation surgery, a stable and reliable fixation is an absolute condition for success. Metallic implants generally offer good fixation. However, several complications and adverse effects have been described regarding to its use. The idea of developing implants that gradually lose strength and are absorbable after bone cicatrization has spurred several investigations in the area of biomaterials. Bioreabsorbable implants can be produced from polymers whose monomer units are naturally present in the body, allowing their degradation and resorption without accumulated toxic reactions. The compression molding process, traditionally used for the manufacture of bioreabsorbable devices, such as plates and screws, presents disadvantages in relation to the product's final quality and lower manufacturing flexibility. This work was aimed at a development of a new technology for manufacturing bioreabsorbable implants. In the context of this research, screw type implants were manufactured for application in surgical repair of bone tissue. Circular bars were initially produced by injection process. To increase the levels of mechanical resistance, the bars were subjected to self-reinforcing process. In the sequence, machining was used to achieve the shape, the dimensional quality and the suitable surface for interaction with the bone tissue. The results of this set of steps and processes revealed a product with mechanical properties, geometric tolerances and surface characteristics appropriate to a secure fixation and with superior quality to the presented molded implants available on the market.

Keywords: bioreabsorbable polymer, fracture fixation implant, machining process, self-reinforcing.

LISTA DE FIGURAS

Fig.2.1-Curva esquemática mostrando a sequência de: queda da massa molar, resistência mecânica e massa em função do tempo de implantação.....	38
Fig.2.2-Rota metabólica de biorreabsorção (PGA e PLA).....	40
Fig.2.3-Degradação dos poli (α -hidroxiácidos) (PLA, PGA, PCL) pelo efeito autocatalítico.....	42
Fig.2.4-Possibilidades de uso de placas e parafusos para fraturas do tipo craniofacial, mandibulares e cirurgias de reconstrução.....	43
Fig.2.5-Imagem de microscopia eletrônica do parafuso de osso bovino parcialmente reabsorvido após 2 meses de inserção em amostras animais.....	45
Fig.2.6-Imagens de Microscopia Eletrônica de Varredura da superfície de diferentes implantes.....	49
Fig.2.7-Desenho esquemático mostrando o autorreforço pela passagem por uma matriz aquecida.....	51
Fig.2.8-Comparação das propriedades mecânicas de polímeros não-reforçados e autorreforçados.....	52
Fig.2.9-Diversas formas de implantes biorreabsorvíveis moldados por compressão.....	53
Fig.2.10-Principais etapas do processo de moldagem por compressão.....	54
Fig.2.11-Representação esquemática da cunha de corte.....	56

Fig.2.12-Esquema representativo de uma ferramenta de corte de geometria definida.....	56
Fig.2.13-Principais ângulos de uma ferramenta de torneamento.....	57
Fig.2.14-Formação de cavaco quebradiço na superfície de um termorrígido.....	59
Fig.2.15-Representação esquemática dos tipos de cavacos gerados no torneamento.....	60
Fig.2.16-Perfil de rugosidade ideal em função do avanço e do raio de quina da ferramenta.....	63
Fig.2.17-Avaliação da rugosidade R_a como função do avanço para diferentes ferramentas.....	64
Fig.2.18-Influência da profundidade de corte na rugosidade da superfície com diferentes materiais de ferramenta.....	66
Fig.2.19-Relação entre a rugosidade da superfície e a velocidade de corte.....	68
Fig.2.20-Mecanismos de formação do cavaco em função da variação do ângulo de saída da ferramenta.....	69
Fig.2.21-Imagem MEV da aparência dos gumes de 4 ferramentas.....	75
Fig.3.1-Imagem 3D do molde bipartido utilizado para a injeção das barras cilíndricas.....	82
Fig.3.2-Imagem do dispositivo de autorreforço.....	84
Fig.3.3-Imagem do dispositivo para ensaios de flexão de três pontos.....	85

Fig.3.4-Imagem do local de aplicação do fluido.....	89
Fig.3.5-Dimensões dos implantes para uso craniofacial.....	93
Fig.3.6-Imagem do dispositivo para o ensaio de cisalhamento.....	95
Fig.3.7-Imagem do dispositivo para ensaios de torção.....	96
Fig.3.8-Imagem do dispositivo para o teste de extração.....	97
 Fig.4.1-Gráfico comparativo entre os valores de resistência atingidos neste trabalho e os publicados na literatura para materiais não-autorreforçados.....	 102
Fig.4.2-Curvas tensão-deformação em flexão das barras injetadas e com diferentes razões de autorreforço.....	104
Fig.4.3-Gráfico comparativo entre os valores de resistência atingidos neste trabalho e os publicados na literatura para materiais autorreforçados.....	105
Fig.4.4-Imagens das fraturas em flexão.....	106
Fig.4.5-Imagens MEV das superfícies fraturadas.....	108
Fig.4.6-Imagem das barras autorreforçadas.....	108
Fig.4.7-Imagem da barra autorreforçada com temperatura acima da T_g	109
Fig.4.8-Imagem MEV da superfície obtida com velocidade de processamento V2 mm/min.....	109
Fig.4.9-Influência da velocidade de corte sobre a rugosidade do SR-P(L/DL)LA 70:30.....	116
Fig.4.10-Imagens MEV das superfícies obtidas nos diferentes	

ensaios de usinagem.....	117
Fig.4.11-Imagens termográficas dos ensaios de usinagem.....	118
Fig.4.12-Imagens MEV da seção transversal das amostras obtidas sob diferentes velocidades de corte.....	121
Fig.4.13-Resistência ao cisalhamento das amostras submetidas a diferentes velocidades de corte comparadas entre si e com amostras que não sofreram processo de usinagem.....	122
Fig.4.14-Análise química da superfície gerada com velocidade de corte V_D m/min sem fluido de corte.....	123
Fig.4.15-Influência do material da ferramenta de corte sobre a rugosidade.....	125
Fig.4.16-Imagens MEV das superfícies obtidas nos diferentes ensaios de usinagem.....	126
Fig.4.17-Imagens MEV do grau de afiação do gume das ferramentas utilizadas nos ensaios desta série.....	127
Fig.4.18-Imagem gráfica da elevação da temperatura de corte para diferentes materiais da ferramenta.....	128
Fig.4.19-Influência do avanço de corte sobre a rugosidade do SR-P(L/DL)LA 70:30.....	129
Fig.4.20-Imagens MEV das superfícies geradas em diferentes avanços.....	130
Fig.4.21-Influência da profundidade de corte sobre a rugosidade do SR-P(L/DL)LA 70:30.....	132
Fig.4.22-Influência dos ângulos de corte sobre a rugosidade do SR-P(L/DL)LA 70:30.....	133
Fig.4.23-Geometria gerada pelas superfícies de revolução.....	137

Fig.4.24-Imagens estereoscópicas das geometrias usinadas nas diferentes metodologias utilizadas.....	140
Fig.4.25-Imagens MEV dos perfis de rosca dos diferentes implantes avaliados.....	143
Fig.4.26-Perfis de rugosidade obtidos sobre os flancos de diferentes implantes.....	145
Fig.4.27-Imagem obtida através de projetor de perfil para os diferentes implantes avaliados.....	148
Fig.4.28-Imagem dos parafusos biorreabsorvíveis fabricados através do processo de usinagem desenvolvido no presente trabalho.....	150
Fig.4.29-Curvas força-deslocamento dos diferentes implantes avaliados nesta série de ensaios de cisalhamento.....	153
Fig.4.30-Imagens das forças máximas registradas nos ensaios de extração.....	154
Fig.4.31-Curvas força-tempo dos diferentes implantes avaliados nesta série de ensaios de torção.....	156

LISTA DE TABELAS

Tab.2.1-Aplicações clínicas dos biomateriais.....	32
Tab.2.2-Propriedades dos biomateriais metálicos.....	34
Tab.2.3-Poli(α -hidroxiácidos), polímeros sintéticos biorreabsorvíveis.....	37
Tab.2.4-Dimensões e tolerâncias de parafusos ósseos.....	47
Tab.2.5-Valores de rugosidade usados em implantes metálicos....	48
Tab.3.1-Condições de ensaios de autorreforço.....	83
Tab.3.2-Condições de corte utilizadas na primeira série de ensaios de usinagem.....	89
Tab. 3.3 – Dimensões e tolerâncias sugeridas pelas normas.....	92
Tab.3.4-Condições de corte utilizadas na segunda série de ensaios de usinagem.....	93
Tab.4.1-Resultados dos ensaios de flexão em barras sem autorreforço.....	100
Tab.4.2-Resultados dos ensaios de flexão em barras autorreforçadas.....	103
Tab.4.3-Valores de dureza para o polímero antes e após o processo de autorreforço.....	110
Tab.4.4-Propriedades iniciais dos implantes biorreabsorvíveis para uso craniofacial.....	152

Abreviações

µm	Micrômetros
ABIMO	Associação Brasileira da Indústria de Artigos e Equipamentos Médicos, Odontológicos, Hospitalares e de Laboratórios
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
ASTM	American Society for Testing and Materials
CAPES	Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
cm	Centímetros
CNC	Comando Numérico Computadorizado
Co-Cr	Liga cobalto-cromo
CP	Corpo de prova
cpTi	Titânio comercialmente puro
DP	Desvio padrão
DIN	Deutsches Institut für Normung
FDA	Food and Drug Administration
FINEP	Financiadora de Estudos e Projetos
g/mol	Gramas/mol
GPa	Giga Pascal
GPC	Cromatografia de Permeação em Gel
INOVATEC	Feira de Tecnologia e Inovação
INPI	Instituto Nacional da Propriedade Industrial
ISO	International Organization for Standardization
KGy	Kilo Gray
KN	Kilo Newton
MCT	Ministério da Ciência e Tecnologia
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
mm	Milímetros
MPa	Mega Pascal
NBR	Norma da Associação Brasileira de Normas Técnicas
N	Newton
P(L/DL)LA 70:30	Poli(D/DL) ácido láctico na porção

	70 (D) por 30 (DL).
PCD	Poly-Crystalline Diamond
PCL	Poli(ϵ -caprolactona)
PDLLA	Poli(DL - ácido láctico)
PEEK	Polieteretercetona
PGA	Poli (Ácido Glicólico)
PLA	Poli (Ácido Láctico)
PLLA	Poli(L - ácido láctico)
PMMA	Poli (metacrilato de metila)
POSMEC	Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica
PTFE	Politetrafluoretileno
PUC-SP	Pontifícia Universidade Católica de São Paulo
SME	Society of Manufacturing Engineers
SR	Self Reinforcement
SUS	Sistema Único de Saúde
TiAl ₆ V ₄	Liga Titânio, Alumínio e Vanádio
UFSC	Universidade Federal de Santa Catarina
UHMWPE	Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular

SIMBOLOGIA

Símbolo	Descrição	Unidade
β	Ângulo de cunha da ferramenta	$^{\circ}$
χ	Ângulo de direção principal da ferramenta	$^{\circ}$
<	Menor	adm.
>	Maior	adm.
a_p	Profundidade de corte	mm
$a_{p,min}$	Profundidade de corte mínima	mm
d1	Diâmetro nominal do implante	mm
d2	Diâmetro menor do implante	mm
d3	Diâmetro da cabeça do implante	mm
E	Módulo de elasticidade em flexão	GPa
$f_{a,b,c}$	Avanço de corte	mm
F_m	Força máxima aplicada	N
h	Espessura de usinagem (antes do corte)	mm
h_{ch}	Espessura do cavaco (após o corte)	mm
L	Comprimento do implante	mm
M_w	Massa molar ponderal média	g/mol
n	Rotação do eixo - árvore	rpm
$^{\circ}$	Medida angular	graus
\emptyset	Diâmetro	mm
$^{\circ}C$	Graus Celsius	$^{\circ}C$
P	Passo de rosca do implante	mm
R	Raio de aplicação da força	mm
R_a	Rugosidade média	μm
$R_{a, teor}$	Rugosidade média teórica	μm
R_t	Rugosidade total	μm
$R_{t, teor}$	Rugosidade total teórica	μm
r_{ε}	Raio de quina da ferramenta	mm
T_g	Temperatura de transição vítrea	$^{\circ}C$
T_m	Temperatura de fusão	$^{\circ}C$
$V_{1, 2}$	Velocidade de deslocamento do cabeçote da máquina de ensaios mecânicos.	mm/min
$V_{A,B,C,D,E}$	Velocidade de corte	m/min
α	Ângulo de incidência da ferramenta	$^{\circ}$

γ	Ângulo de saída da ferramenta	$^{\circ}$
$\Delta F/\Delta x$	Coeficiente angular da linha no gráfico Força-Deslocamento	N/mm
λ	Razão de autorreforço	adm.
σ_f	Resistência em flexão	MPa
T_{cp}	Resistência ao cisalhamento	MPa
T_t	Resistência de ruptura	MPa

SUMÁRIO

RESUMO	
ABSTRACT	
LISTA DE FIGURAS	
LISTA DE TABELAS	
ABREVIações	
SIMBOLOGIA	
1 INTRODUÇÃO.....	23
1.1 Objetivos do trabalho.....	25
1.2 Justificativas.....	26
1.3 Originalidade e contribuições e inovações.....	28
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	30
2.1 Biomateriais.....	31
2.1.1 Polímeros biorreabsorvíveis.....	35
2.1.2 Fatores que influenciam a degradação.....	37
2.2 Implantes para a fixação de fraturas crânio-maxilo-faciais..	43
2.2.1 Dimensões e tolerâncias.....	46
2.2.2 Qualidade da superfície.....	47
2.2.3 Propriedades mecânicas.....	49
2.2.4 O processo de moldagem por compressão.....	53
2.3 Processo de usinagem.....	55
2.3.1 Usinabilidade de polímeros.....	58
2.3.2 Qualidade da superfície.....	61
2.3.3 Rugosidade da superfície.....	62
2.4 Considerações sobre a revisão bibliográfica.....	76
3 MATERIAIS, EQUIPAMENTOS E MÉTODOS	79
3.1 Matéria-prima.....	80
3.1.1 Produção das barras.....	81
3.2 Processo de autorreforço.....	82
3.2.1 Resistência e módulo em flexão.....	84
3.2.2 Ensaio de dureza.....	86
3.3 Usinagem e qualidade da superfície das barras auto-reforçadas.....	87
3.4 Fabricação por usinagem dos parafusos.....	90
3.5 Caracterização das propriedades mecânicas e massa molar dos implantes.....	93
3.5.1 Teste de cisalhamento.....	93
3.5.2 Torque de ruptura.....	95

3.5.3 Ensaio de extração.....	96
3.5.4 Cromatografia de permeação em gel (GPC).....	97
3.6 Considerações sobre os experimentos.....	97
4 APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS.....	98
4.1 Propriedades mecânicas iniciais.....	99
4.2 Autorreforço e características do material.....	102
4.2.1 Dureza do material injetado e injetado e auto-reforçado...	109
4.3 Efeitos da usinagem sobre a textura e integridade da superfície.....	110
4.3.1 Velocidade de corte e fluido de corte.....	113
4.3.2 Material da ferramenta.....	123
4.3.3 Influência do avanço de corte.....	127
4.3.4 Profundidade de corte.....	130
4.3.5 Geometria da ferramenta.....	131
4.4 Fabricação dos implantes.....	134
4.4.1 Geração das superfícies de revolução.....	135
4.4.2 Geração do perfil da rosca.....	139
4.5 Caracterização das propriedades mecânicas e massa molar dos implantes.....	149
4.6 Considerações finais.....	157
5 CONCLUSÕES.....	160
6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	163

1 INTRODUÇÃO

O fator mais importante que distingue um biomaterial de qualquer outro material é a sua capacidade de estar em contato com os tecidos do corpo humano, sem causar um inaceitável grau de danos ao corpo (WILLIAMS, 2008). Os biomateriais estudados são os metais, os polímeros, os cerâmicos e os compósitos feitos a partir da combinação de diferentes materiais. Grande parte dos "materiais de uso em saúde" são enquadrados como biomateriais e utilizados como: próteses, lentes, enxertos, stents, cateteres, tubos de circulação extracorpórea, arcabouços empregados na engenharia de tecidos, implantes odontológicos, parafusos ortopédicos, entre outros.

Em 2000, o mercado mundial de biomateriais foi estimado acima de 40 bilhões de dólares, com taxa de crescimento de 12% ao ano¹, o que significaria ter, já em 2010, ultrapassado os US\$ 120 bilhões de dólares. No Brasil, dada a diversidade de produtos enquadrados sob o rótulo "biomateriais", houve a necessidade de se escolher um grupo que apresentasse relevância econômica, médica e social. No Seminário promovido pela ANVISA em dezembro de 2005 sobre "Produtos para a Saúde: mercado e regulação", foi exibido um estudo no qual sugeriu-se uma priorização dos produtos para a saúde. Considerando os itens de maior impacto em cada grupo, os maiores gastos foram com a área cardiovascular (~50%), seguida pela ortopedia (~38%)². Em 2004, os gastos do SUS (Sistema Único de Saúde) totalizaram cerca de R\$ 60 milhões com implantes ortopédicos. Os maiores gastos concentraram-se nos implantes tipo síntese, como parafusos e placas de titânio, hastes intramedulares, síntese ligamentar e fios de aço usados geralmente para a consolidação de fraturas (SOARES, 2005).

Do ponto de vista social, o aumento da expectativa de vida do homem, como consequência dos avanços da medicina, tem resultado no aumento da população de idosos e, dessa forma, das doenças relacionadas à velhice. A esperança de vida do

¹ Disponível em: < <http://www.biomet.com/ci/investors/financials/2006.pdf>>. Acesso em: 14/04/2006.

² Disponível em: < <http://www.anvisa.gov.br/divulga/noticias/2006/201006.htm>>. Acesso em 05/12/2006.

brasileiro vem aumentando ano a ano, passando de 71,7 anos, em 2004, para 71,9 anos em 2005. Em 2000, o Brasil tinha 1,8 milhões de pessoas com 80 anos ou mais, em 2050 esse contingente poderá ser de 13,7 milhões³. Tal população, se não convenientemente tratada, demandará intervenção cirúrgica para a colocação de implantes ortopédicos. Os problemas de estrutura óssea não são apenas "doença de velhos", eles também atingem indivíduos jovens em sua fase mais produtiva, em decorrência de acidentes, notadamente os automobilísticos e os de trabalho.

Os biomateriais metálicos são frequentemente utilizados na fabricação de dispositivos ortopédicos e odontológicos e aplicados com sucesso em cirurgias de reconstrução óssea. Contudo, estudos em longo prazo (SINGH; DAHOTRE, 2006) demonstraram alguns inconvenientes, a saber: rejeições biológicas, perda de massa óssea nas proximidades do implante, deslocamentos na interface osso-implante, e no caso dos implantes temporários, existe a necessidade de uma segunda cirurgia para sua remoção. Devido a estes riscos e limitações relacionados aos metais, polímeros biorreabsorvíveis têm sido pesquisados em diversos trabalhos, sendo já realizadas mais de 300.000 cirurgias em vários países (JOUKAINEN et al., 2007). Os polímeros mais utilizados são os poliésteres alifáticos baseados em ácido láctico (PLA), ácido glicólico (PGA), e os seus copolímeros (PLGA; P(L/DL)LA). A longa utilização clínica destes materiais demonstra boa biocompatibilidade em ambientes fisiológicos, sendo degradados e eliminados do organismo sem provocar reações adversas (MOTTA; DUEK, 2007).

A fabricação de implantes biorreabsorvíveis por técnicas de moldagem plástica, como injeção e/ou extrusão sem pós-processamento de autorreforço, resulta em dispositivos com resistência mecânica muitas vezes insuficiente para a utilização na fixação de fraturas. Para os dispositivos autorreforçados, o processo utilizado para a obtenção dos implantes na sua geometria final (parafusos e placas) é exclusivamente pelo processo de moldagem por compressão. Este processo, apesar de produzir implantes aceitos pelas normas da vigilância

³Disponível em:

<http://www.ibge.gov.br/home/presidencia/noticias/noticia_visualiza.php?id_noticia=207>.

Acesso em: 03/05/2006

sanitária, apresenta algumas desvantagens, tais como: baixa precisão dimensional dos componentes, necessidade de processos de acabamento e baixa flexibilidade do processo de fabricação.

O interesse por parte da indústria nacional da área médica em investir no desenvolvimento de produtos biorreabsorvíveis já foi declarado pela ABIMO (Associação Brasileira da Indústria de Artigos e Equipamentos Médicos, Odontológicos, Hospitalares e de Laboratórios) em feiras de inovação tecnológica⁴. Entretanto, os limites apresentados pelo atual processo de produção têm desencorajado as empresas brasileiras a desenvolverem novos produtos. Dessa forma, fica evidente a necessidade de um processo alternativo para a fabricação dos referidos implantes o qual venha a diminuir os erros de fabricação e a aumentar a flexibilidade do processo.

Como alternativa, o processo de usinagem de materiais poliméricos é frequentemente utilizado quando a flexibilidade das peças requeridas não justifica a aquisição de moldes e matrizes, ou quando um produto necessita de certa precisão dimensional, tal como em peças intercambiáveis. Assim, considera-se que a usinagem apresenta-se como uma alternativa viável para a fabricação dos implantes biorreabsorvíveis utilizados na fixação de fraturas. Contudo, a influência das condições de corte e demais variáveis deste processo poderão comprometer os resultados atingidos na usinagem do polímero em questão e isto ainda não é conhecido. A utilização de condições de corte inadequadas pode causar a degradação do material, impossibilitando a obtenção dos implantes nas formas e qualidade desejadas. O presente trabalho buscou a fabricação de implantes biorreabsorvíveis autorreforçados na forma de parafusos usando o processo de usinagem.

1.1 Objetivos do trabalho

Diante da magnitude das questões científicas, tecnológicas, econômicas e sociais apontadas, este trabalho tem

⁴ INOVATEC – Feira de Inovação Tecnológica, Belo Horizonte – Minas Gerais, outubro de 2006.

como objetivo geral **“a fabricação de parafusos biorreabsorvíveis a partir do polímero P(L/DL)LA 70:30 autorreforçado e a utilização da usinagem como processo final”**.

Para alcançar o objetivo geral, os seguintes objetivos específicos são propostos:

- 1) Fabricar barras cilíndricas pelo processo de injeção e avaliar as propriedades mecânicas dessas barras;
- 2) Realizar o autorreforço destas barras por deformação em estado sólido, sob diferentes condições de processo, e caracterizar o efeito sobre as propriedades resultantes;
- 3) Desenvolver a tecnologia da usinagem necessária para viabilizar a utilização desse processo como etapa final de fabricação dos parafusos em pauta;
- 4) Avaliar, e validar ou não, as propriedades dos implantes fabricados, tendo como referencial os implantes obtidos pelo processo de moldagem por compressão já disponíveis no mercado.

1.2 Justificativas

Diante do panorama exposto e tendo em vista os objetivos desta pesquisa, podem-se relatar as seguintes justificativas importantes para sua realização.

- ✓ Diferentes condições de autorreforço resultam em produtos com diferentes características, podendo estes ser inadequados para seu propósito de uso no contexto do objeto em questão;

- ✓ A sensibilidade às temperaturas ligeiramente superiores à corporal não permite a exposição do material à temperaturas que possam desencadear sua degradação. As variáveis do processo de usinagem influenciam o calor gerado e sua dissipação durante o processo de corte. Também atuam no grau de destruição da camada removida e tolerâncias dimensionais desejadas no parafuso;
- ✓ Representantes da indústria nacional do setor têm demonstrado grande interesse em investir na produção de implantes biorreabsorvíveis. Entretanto, os inconvenientes dos processos atuais não os tornam competitivos em relação aos importados. O desenvolvimento de um processo alternativo mais preciso e flexível é uma meta de pesquisa a curto prazo;
- ✓ Grande parte dos implantes biorreabsorvíveis usados no Brasil são importados e acabam por gerar gastos elevados por parte do Ministério da Saúde (SUS). Dessa forma, observa-se uma enorme necessidade de desenvolvimento científico e tecnológico brasileiro na área de biomateriais como forma de atender às necessidades de melhoria da saúde geral da população e de redução de custos dos materiais e processos envolvidos para sua fabricação. Os potenciais socioeconômicos desse mercado são elevados, mas requerem planejamento estratégico e desenvolvimento de novas tecnologias. Acredita-se que, desse ponto de vista, os desenvolvimentos na área possam trazer inúmeras vantagens para o país, levando em consideração o alto valor agregado destes materiais, a demanda interna crescente e, sobretudo, o aspecto social, ou seja, a possibilidade de acesso da população a esses tipos de implantes. Assim, se a utilização de um implante biorreabsorvível garante um tratamento tão bom como aquele realizado com implantes metálicos, o desenvolvimento de implantes biorreabsorvíveis é o caminho a seguir. Deste modo, justifica-se o desenvolvimento de novas tecnologias para a fabricação

de implantes biorreabsorvíveis. Esta é a motivação para o presente trabalho de Tese.

- ✓ Desde 2004, o autor deste trabalho, junto com pesquisadores da Universidade Federal de Santa Catarina, desenvolve pesquisas com a utilização de biomateriais para a fabricação de implantes odontológicos e ortopédicos utilizando processos de usinagem. Diante dos resultados promissores, uma equipe interdisciplinar vem estudando os referidos implantes, avaliando respostas biológicas, propriedades mecânicas e áreas de aplicação. A equipe é formada por professores e pós-graduandos dos Departamentos de: Engenharia Mecânica e Engenharia de Materiais (CTC), Odontologia e Estomatologia (CCS). Vários experimentos já foram realizados com a inserção dos implantes em animais, todos com excelentes respostas biológicas quanto à neoformação de osso e reabsorção pelo organismo. Existem boas perspectivas quanto à evolução futura, a aplicação em grande escala e, em muitos casos, como alternativa vantajosa em relação aos usuais implantes metálicos. Como resultados concretos o grupo de pesquisadores apresenta: 3 Teses de Doutorado, 5 Dissertações de Mestrado, uma Patente concedida e mais duas requeridas. Em 2006, o referido grupo uniu esforços com pesquisadores da PUC-Sorocaba no desenvolvimento de dispositivos utilizando polímeros biorreabsorvíveis. A união da equipe resultou na elaboração e aprovação de projeto junto ao edital de chamada pública MCT/FINEP 7/2006, o qual foi o principal financiador deste trabalho. Também destaca-se o apoio do POSMEC-UFSC no custeio das despesas e fornecimento de equipamentos.

1.3 Originalidade, contribuições e inovação

Durante a revisão bibliográfica realizada, foi constatado que a técnica utilizada para a fabricação de parafusos

biorreabsorvíveis é o processo de moldagem por compressão. Não foram encontrados trabalhos publicados sobre a fabricação destes componentes utilizando a usinagem. Também foi investigada a existência de registros de patentes de invenção sobre o assunto, tanto em órgãos nacionais⁵ como internacionais⁶, e nenhum pedido de registro foi encontrado.

Com os resultados deste trabalho busca-se contribuir com o desenvolvimento científico e tecnológico no que tange as alternativas de fabricação de tais componentes, visando a obtenção de produtos com qualidade superior e que num curto espaço de tempo possam ser utilizados com sucesso na área da saúde.

Almeja-se que os resultados do presente trabalho contribuam para o aumento da competitividade da indústria nacional, a partir de inovações em termos de produtos e processos, buscando assim atrair mais investimentos para a produção dos implantes em escala industrial. Outra contribuição é o incentivo ao desenvolvimento de projetos multidisciplinares, como o em questão, envolvendo pesquisadores da UFSC-SC e da PUC-SP.

⁵ www.inpi.gov.br – Instituto Nacional de Propriedade Industrial.

⁶ www.eapo.org - The Eurasian Patent Organization; www.epo.org – The European Patent Office; www.uspto.gov - The United States Patent and Trademark Office; www.wipo.int – World Intellectual Property Organization.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Quando ocorre uma fratura, é necessário recuperar a continuidade estrutural do osso fraturado, de modo a restituir sua capacidade de suportar cargas. Esta recuperação é possível com a aplicação de dispositivos de fixação, tais como parafusos e placas. Quando existe um espaço entre fragmentos, mesmo que seja pequeno, as cargas são transmitidas de um fragmento a outro por meio destes dispositivos de fixação. As superfícies da fratura, neste caso, necessariamente terão movimentos uma em relação à outra e, portanto, o elemento fixador terá a função de um dispositivo estrutural. A estabilidade da fixação depende então da rigidez de tais dispositivos quando fixados aos fragmentos da fratura.

Um dispositivo de fixação de fraturas que esteja sujeito à carga plena pode falhar devido à sobrecarga ou fadiga. Dada a flexibilidade do sistema osso/implante, a estabilidade da fratura em consolidação nunca é absoluta. Uma das formas mais efetivas de recuperar a continuidade estrutural do osso fraturado é permitir que os fragmentos não somente estejam em contato, mas também em compressão. Isto possibilita uma transferência direta da carga de fragmento a fragmento e diminui a carga suportada pelo sistema de fixação, aumentando a sua estabilidade. A forma mais efetiva de conseguir isto é gerando compressão entre os fragmentos do osso fraturado por meio de um parafuso cirúrgico para a fixação da fratura (MÜLLER et al., 1991). Um parafuso cirúrgico é utilizado para unir fragmentos fraturados da mesma forma que um parafuso mecânico une componentes industriais. A compressão entre os fragmentos do osso é gerada pelas forças da rosca ao apertar o implante.

As fraturas e as doenças relacionadas com o esqueleto são as principais causas de óbito nos primeiros 38 anos de vida (ASHBURN; FINE, 1989 – FINGERHUT; WAVNER, 1997), sendo responsáveis por maior redução nos anos produtivos quando comparado às doenças cardíacas e câncer juntos (GLANCY; GLANCY, 1992 - FINGERHUT; WAVNER, 1997). As lesões craniofaciais graves podem, além dos distúrbios psicológicos, resultar em queda de produtividade em decorrência de perdas visuais e sequelas na deglutição e fonação (GIROTTI et al.,

2001), aumentando os custos advindos do trauma. O grupo mais acometido, homens na idade produtiva, achado comum em muitos estudos, explica em parte esse impacto na produtividade. No Brasil em geral, três causas aparecem como mais frequentes nas pesquisas realizadas: a agressão física, os acidentes de trânsito e as quedas. Um estudo exibido em Pereira et al. (2008), realizado no Hospital São Paulo (UNIFESP-SP), demonstrou que, das 1223 fraturas craniofaciais diagnosticadas, as fraturas da órbita foram encontradas em 48% dos casos, seguidas pela fratura nasal em 33% e mandíbula em 24% dos casos. Muitas dessas fraturas foram fixadas com dispositivos de fixação interna ou externa e os parafusos foram indispensáveis.

O implante mais frequentemente usado na ortopedia é o parafuso metálico, e quando utilizado em sua função de fixação de fraturas, geralmente é para converter efeitos de torção em forças axiais. Ultimamente estão sendo utilizados diferentes materiais biodegradáveis para a fabricação destes parafusos com o fim de eliminar uma série de complicações associadas pelo uso de parafusos metálicos, entre as quais, a mais importante está na necessidade de retirar o implante implantado uma vez cumprido sua função. Esta remoção exige uma segunda intervenção cirúrgica. O custo dos procedimentos de retirada de tais dispositivos metálicos é enorme quando comparado com o tratamento usando materiais biodegradáveis (JUUTILAINEN et al., 1997). Por outro lado, as vantagens psicológicas para o paciente, ao poder tratar sua fratura com uma única intervenção cirúrgica, são profundamente marcantes (BÖSTMAN et al., 1991).

2.1 Biomateriais

A escolha do biomaterial mais apropriado é de fundamental importância para o sucesso do tratamento. Fatores como a composição química, biocompatibilidade, propriedades mecânicas, morfológicas e tempo de degradação no organismo devem ser previamente estudados. Os biomateriais devem ser mais do que biocompatíveis, devem estimular a adesão, diferenciação e proliferação celular, e ainda promover a produção

de moléculas específicas do tecido em questão (MIKOS et al., 1993 - BURG et al., 2000).

A Tab. 2.1 apresenta o amplo espectro de aplicação dos biomateriais em função de suas características físico-químicas, morfológicas e mecânicas. É evidente que a obtenção de materiais com propriedades adequadas para uma aplicação específica depende do conhecimento de pesquisadores de várias áreas, o que torna a pesquisa de biomateriais interdisciplinar (PARK; LAKES, 2007 - AOKI et al., 1996).

Tab.2.1 - Aplicações clínicas dos biomateriais.

Biomaterial	Vantagens	Desvantagens	Aplicações
Polímeros Polietileno PTFE Poliéster Poliuretano PMMA	Elasticidade, fácil fabricação, baixa densidade	Baixa resistência mecânica, degradação dependente do tempo	Suturas, artérias, maxilofacial, cimento, oftalmologia
Metais e ligas Aço inoxidável Titânio e ligas Liga de cobalto-cromo	Alta resistência à tensão, alta resistência ao desgaste, energia de deformação alta	Baixa biocompatibilidade, corrosão em meio fisiológico, perda das propriedades mecânicas com tecidos conectivos moles, alta densidade	Fixação ortopédica (parafusos, pinos, placas, fios, hastes), implantes dentários
Cerâmicas e vidros Alumina Zircônia Fosfatos de cálcio Vidros bioativos	Boa biocompatibilidade, resistência à corrosão, alta resistência à compressão	Baixa resistência à tensão, baixa resistência mecânica, baixa elasticidade, alta densidade	Ossos, juntas, dentes, válvulas, tendões, vasos sanguíneos, traqueias artificiais
Compósitos Fibra de carbono Fosfato de cálcio e colágeno	Boa biocompatibilidade, resistência à corrosão	Material de fabricação incompatível	Válvula cardíaca artificial, implantes de joelho

Fonte: PARK; LAKES, 2007 - AOKI et al., 1996

Em geral, os biomateriais utilizados na reposição dos chamados tecidos moles são muito diferentes daqueles usados na substituição de tecidos duros como ossos e dentes. Para os tecidos duros, dependendo do esforço mecânico a que são submetidos, alguns materiais podem ser mais apropriados que outros (PARK; BRONZINO, 2003).

Para aplicações principalmente na ortopedia e odontologia, os biomateriais mais utilizados são os metais, devido às suas excelentes propriedades mecânicas e de resistência à corrosão. Os aços inoxidáveis austeníticos, especialmente os tipo ASTM⁷ 316 e 316L, são usados extensamente na fabricação de implantes temporários tais como placas, parafusos e aparelhos ortodônticos (BORDJIH et al., 1996 – SINGH; DAHOTRE, 2007). Ligas de cobalto e cromo são utilizadas em próteses de articulação, joelho e coluna. O titânio e suas ligas, sobretudo as de alumínio e vanádio (TiAl₆V₄), possuem uma combinação de alta resistência mecânica, alta resistência à corrosão e resposta biológica favorável, sendo mais utilizados como implantes permanentes (PARK; BRONZINO, 2003).

Tais materiais metálicos, apesar de possuírem boa biocompatibilidade e propriedades de resistência adequadas, podem mostrar algumas desvantagens. O risco de sofrerem corrosão *in vivo*⁸, tendo como consequências a desintegração do material, perda de propriedades do implante, e os produtos da corrosão com efeito prejudicial aos tecidos e órgãos (GOLDBERG et al., 1995 - PAPAY et al., 1995 - ANASTAKIS et al., 1996). No caso dos aços inoxidáveis, os íons metálicos oriundos da reação de corrosão interferem na proliferação e na diferenciação de células osteoblásticas e podem causar o risco de tumores (BORDJIH et al., 1996 – SINGH; DAHOTRE, 2007). Para as ligas de titânio, estudos em longo prazo indicaram que o acúmulo de vanádio no organismo resulta, principalmente, na irritação do sistema respiratório (KOKUBO et al., 2003 - HANAWA, 2004). A absorção de alumínio pelo organismo e seus efeitos deletérios estão associados a desordens neurológicas, incluindo Mal de Alzheimer e deficiência fosfórica no sangue e ossos (OKAZAKI et al., 1998).

⁷ American Society for Testing and Materials.

⁸ Significa que ocorre ou tem lugar dentro de um organismo.

O módulo de elasticidade do osso é muito menor comparado aos dispositivos metálicos (Tab. 2.2) (LOSKEN et al., 1994 – SHIKINAMI; OKUNO, 1999 – PARK; BRONZINO, 2003). Pesquisas apontam que transferências de carga insuficientes do implante para as áreas adjacentes podem resultar em reabsorção óssea e eventual afrouxamento do implante. Devido a este fato, existe um grande interesse na produção de biomateriais com baixo módulo de elasticidade, mais próximos ao do osso, e que possam simular uma melhor distribuição de tensão (HENRIQUES et al., 2001 - TADDEI et al., 2004 – OKAZAKI; GOTOH, 2005).

Tab.2.2 – Módulo de elasticidade de diferentes ligas metálicas e do osso cortical.

Propriedade	316 – 316L	cpTi - Ti₆Al₄V	Co-Cr	Osso Cortical
Módulo de elasticidade (GPa)	193 - 200	110 - 124	220 - 234	3,6 - 35

Fonte: (LOSKEN et al., 1994 – SHIKINAMI; OKUNO, 1999 – PARK; BRONZINO, 2003)

Em relação aos implantes temporários, existe a necessidade de uma segunda cirurgia para sua remoção. A remoção dos implantes pode levar a um enfraquecimento do osso, provocando sua fratura (BOS et al., 1989).

Em virtude dos inconvenientes relacionados aos metais, desde a década de 1960 implantes temporários, obtidos a partir de materiais biodegradáveis, ganharam uma importância crescente na área da saúde, sendo utilizados em um amplo número de aplicações no corpo humano, tais como: suturas cirúrgicas, sistemas para a liberação controlada de drogas, stents e dispositivos ortopédicos. Atualmente, fazem parte do cotidiano dos centros cirúrgicos no mundo inteiro (BARBANTI et al., 2005).

Implantes biorreabsorvíveis possuem potencial para uso em algumas situações como alternativo aos metálicos tradicionais, devido às vantagens descritas abaixo (LOSKEN et al., 1994 - TÖRMÄLÄ et al., 1998 – SHIKINAMI; OKUNO, 1999 - ASHAMMAKHI et al., 2004):

- Não há necessidade de re-operação para remoção;
- Nenhuma restrição ao crescimento ósseo em função da gradual diminuição da resistência mecânica;
- Menor risco de reabsorção óssea causada pela inadequada transferência de tensão, como no caso dos dispositivos metálicos;
- Nenhuma reação tecidual causada por corrosão metálica;
- Apresentam características mecânicas semelhantes às dos materiais biológicos.

2.1.1 Polímeros biorreabsorvíveis

Os biopolímeros podem ser naturais ou sintéticos. Os sintéticos, em geral, oferecem maiores vantagens sobre os materiais naturais, já que podem ser elaborados de maneira a propiciar uma variedade muito grande em termos de propriedades, quando comparados aos de fontes naturais (BARROWS, 1986). Dentre os polímeros sintéticos biodegradáveis e biorreabsorvíveis encontram-se os poli(α -hidróxi ácidos), representantes de uma classe de poliésteres alifáticos sintéticos.

Estes biomateriais exercem sua função e, em seguida, são gradualmente degradados, metabolizados e eliminados do corpo (VERT et al., 1984). Biorreabsorção é um conceito que reflete a eliminação total do material e dos subprodutos de degradação sem efeitos colaterais residuais. O significado da palavra biorreabsorção é utilizado quando a eliminação é total (VERT et al., 1981).

Os fatores que afetam o desempenho dos polímeros biorreabsorvíveis são aqueles já bem conhecidos no ambiente científico: seleção do monômero, condições do processo e a presença de aditivos, entre outros (MIDDLETON; TIPTON, 2000). Tais fatores, por sua vez, influenciam a cristalinidade, a temperatura de transição vítrea, a temperatura de fusão, massa molar e a presença de resíduos (ODIAN, 2004).

De maneira geral, o critério na seleção de um polímero para uso como biomaterial envolve dois fatores: as propriedades mecânicas e o tempo de degradação em função das necessidades da aplicação (MIDDLETON; TIPTON, 2000). Um polímero ideal para uso como biomaterial deve apresentar as seguintes características:

- Não provocar respostas tóxicas/inflamatórias no tecido no qual foi implantado;
- Ser metabolizado pelo organismo após ter cumprido sua função proposta;
- Ser facilmente processado na forma de um produto final;
- Ser facilmente esterilizável.

O campo de aplicação destes polímeros é vasto e já data de um período relativamente longo, sendo utilizados em um amplo número de aplicações clínicas, tais como: implantes (KULKARNI et al., 1971), suturas cirúrgicas (CUTRIGHT et al., 1971), próteses e dispositivos ortopédicos (LEENSLAQ et al., 1987), e em sistemas para a liberação controlada de drogas (DONG et al., 1996). São encontrados diversos produtos comerciais, aprovados pela *Food and Drug Administration* (*FDA*⁹), dentre os quais são destaque: Biofix, FixSorb, Neofix, ResorPin, Lactosorb (BARBANTI et al., 2005).

Dentre os polímeros biorreabsorvíveis mais utilizados na recuperação do tecido ósseo, encontram-se os poli(α -hidroxiácidos), representantes de uma classe de poliésteres alifáticos sintéticos, os quais fazem parte o poli(ácido glicólico) (PGA), poli(ácido láctico) (PLA), poli(ϵ -caprolactona) (PCL), seus copolímeros e outros (BARBANTI et al., 2005), sendo possível a obtenção de materiais com diferentes propriedades mecânicas e diferentes taxas de degradação, de acordo com as proporções de monômeros usadas nas sínteses destes polímeros (MAINIL-VARLET et al., 1997 - GOGOLEWSKI, 2000). A Tab. 2.3 fornece algumas propriedades dos referidos materiais (MIDDLETON; TIPTON, 2000 - ELKE et al., 2003).

⁹ Agência norte-americana que regula produtos alimentícios e farmacêuticos.

Tab.2.3 - Poli(α -hidroxiácidos), polímeros sintéticos biorreabsorvíveis.

Polímero	Temperatura de fusão (°C)	Temperatura de transição vítrea (°C)	Módulo de elasticidade (GPa)	Tempo de degradação (meses)
Poli(ácido glicólico) PGA	225 - 230	35 – 40	7,0	6 a 12
Poli(L - ácido láctico) PLLA	173 - 178	60 – 65	2,7	>24
Poli(DL - ácido láctico) PDLLA	-----	55 – 60	1,9	12 a 16
Poli(ϵ -caprolactona) PCL	58 - 63	(-65) – (-60)	0,4	>0,4

Fonte: MIDDLETON; TIPTON, 2000 - ELKE et al., 2003

Para estes polímeros a degradação ocorre por hidrólise, promovendo a quebra das cadeias poliméricas até o estágio em que possam sofrer ataques enzimáticos e entrarem no ciclo metabólico (FAISANT et al., 2002 - SIEPMANN et al., 2004). A hidrólise promove, inicialmente, a queda da massa molar, principalmente nas regiões amorfas. Conforme a água difunde-se no implante e o fragmenta, ocorre a queda da resistência mecânica e posterior redução da massa devido à hidrólise e ao ataque enzimático (PIETRZAK et al., 1997 - SUURONEN et al., 1998 - ELKE et al., 2003 - HUANG et al., 2004), como mostrado esquematicamente na Fig. 2.1 (SIEPMANN et al., 2004).

2.1.2 Fatores que influenciam a degradação

Em estudos *in vivo*, o processo de biodegradação e biorreabsorção é um mecanismo complexo de eventos celulares

e bioquímicos. Com o implante do material sintético, o organismo promove uma típica resposta a uma reação inflamatória de corpo estranho. A influência na degradação pela presença de peróxidos enzimas e células fagocitárias representa ainda hoje um importante enfoque nas pesquisas dos polímeros biorreabsorvíveis. A literatura mostra que as taxas de degradação variam consideravelmente *in vitro*¹⁰ e *in vivo*. A principal razão para isto é a falta de caracterizações padronizadas, levando a interpretações erradas (VAINIONPAA et al., 1989).

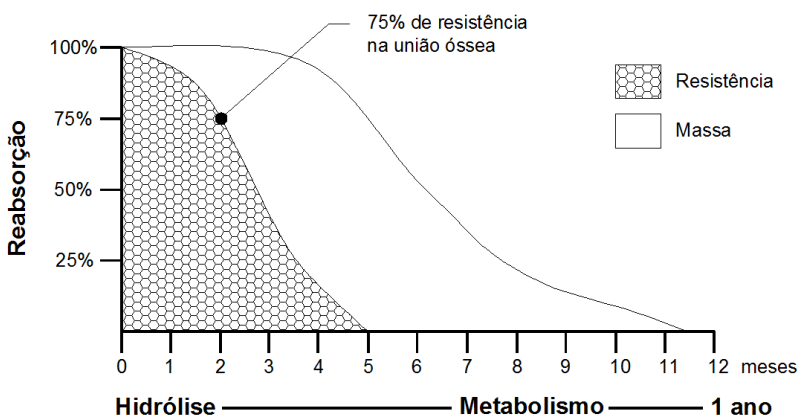


Fig.2.1 - Curva esquemática mostrando a sequência de queda da resistência mecânica e massa em função do tempo de implantação (SIEPMANN et al., 2004).

A biorreabsorção pelo organismo se dá quando a biodegradação gera produtos e subprodutos com as características dos metabólitos orgânicos, especificamente os ácidos do Ciclo de Krebs¹¹ (Fig.2.2). Muitos fatores determinam a resposta inflamatória e a taxa de degradação dos polímeros

¹⁰ É uma expressão latina que designa todos os processos biológicos que têm lugar fora dos sistemas vivos.

¹¹ Corresponde a uma série de reações químicas que ocorrem na vida da célula e seu metabolismo.

biorreabsorvíveis, entre eles: local de implante, solicitação mecânica, massa molar, distribuição da massa molar, composição química, cristalinidade, morfologia, tamanho e geometria do suporte, porosidade, rugosidade da superfície, energia livre de superfície, carga da superfície, pH, presença de aditivos e outros (MIDDLETON; TIPTON, 2000). Dentre estes fatores, são destacados:

2.1.2.1 Localização do implante

Na localização do implante, deve-se levar em conta a vascularização local e a solicitação mecânica. Se um polímero biorreabsorvível é implantado num local de alta vascularização (grande atividade vital), sua velocidade de degradação será mais rápida em relação a uma região menos vascularizada, de funções passivas. Locais de grande solicitação mecânica também têm sido descritos como aceleradores da degradação (HOLLINGER; BATTISTONE, 1986 - BOS et al., 1989 - POHJONEN et al., 1997).

2.1.2.2 Propriedades químicas do polímero

No caso do PLA, é possível a síntese de compostos levo (L) e destro (D) rotatórios, dando origem a uma família de polímeros. Segundo Bendix (1998), devido à distribuição aleatória das unidades L e D na cadeia polimérica, o PLLA é muito mais cristalino que o PDLA, sendo o último um material amorfo e com propriedades mecânicas significativamente inferiores quando comparado ao semicristalino PLLA. A cinética de hidrólise do copolímero PDLLA tem sido verificada e demonstra ser mais rápida do que o PLLA (KULKARNI et al., 1971 - VERT et al., 1984).

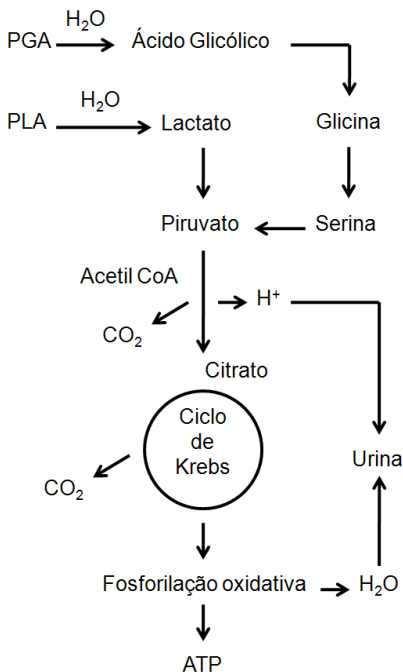


Fig.2. 2 - Rota metabólica de biorreabsorção (PGA e PLA) (ALI et al., 1993).

2.1.2.3 Microestrutura do polímero

A degradação de polímeros parcialmente cristalinos ocorre, fundamentalmente, em duas etapas: devido à disposição espacial das cadeias poliméricas, o efeito da cristalinidade influi na taxa de absorção de água pelo polímero. O primeiro estágio de degradação consiste na penetração e difusão das moléculas de água nas regiões amorfas do material, e subsequente cisão hidrolítica das ligações ésteres das cadeias poliméricas. O segundo estágio se dá quando parte considerável da região amorfa está degradada, e prossegue no centro dos domínios cristalinos. Dessa forma, para polímeros parcialmente cristalinos, a literatura descreve um aumento porcentual da porção cristalina em virtude da absorção dos fragmentos pela rede cristalina e pela formação de novos cristais, com o rearranjo das cadeias de

menor massa molar originadas no processo de degradação (GILDING, 1981 - VERT et al., 1984 - DUEK et al., 1999).

A cristalinidade desempenha um papel essencial em relação à absorção dos polilactídeos. Polímeros cristalinos são altamente resistentes à hidrólise. O aumento do número e do tamanho dos cristais formados durante a hidrólise ou devido à degradação preferencial das zonas amorfas retardará a biorreabsorção final (VERT et al., 1981 - CHRISTEL et al., 2001 - LEENSLAQ et al., 1987 - POHJONEN et al., 1997 - SUURONEN et al., 1998).

2.1.2.4 Dimensões do implante

Implantes biorreabsorvíveis de maior dimensão degradam mais lentamente que implantes de menor dimensão. Os de menor dimensão são fagocitados por macrófagos, enquanto os maiores são circundados por células gigantes. Quando a massa do material é muito grande (ex.: $\varnothing > 10$ mm), o implante é, em primeiro lugar, isolado com tecido conjuntivo antes do processo de degradação do produto (SAIKKU-BACKSTROM et al., 2004).

Dentre os produtos da hidrólise das ligações ésteres, a presença de terminais ácidos catalisa a reação de degradação. É o chamado efeito autocatalítico dos poli(α -hidroxiácidos). Inicialmente, o processo é homogêneo, gerando oligômeros solúveis em água em toda a extensão do material (Fig. 2.3). Os produtos presentes na superfície da matriz são difundidos para o meio, entretanto, a baixa taxa de difusão dos produtos da reação no interior do material gera um acúmulo de ácidos, fazendo com que estruturas densas tenham uma erosão inicial na superfície, mas apresentando uma degradação mais acentuada no centro (HOLLINGER; BATTISTONE, 1986 - MIKOS et al., 1993 - LAM et al., 1995).

2.1.2.5 Métodos de fabricação e esterilização

Devido à maioria dos polímeros biodegradáveis serem sintetizados por Polimerização por Abertura de Anel, um

equilíbrio termodinâmico existente entre a reação de polimerização e a reação reversa resulta na sua despolimerização com a formação de oligômeros e monômeros. Temperaturas excessivamente elevadas durante o processo podem resultar na formação de monômeros. A presença de monômeros excessivos pode agir como um plastificante, alterando, dessa maneira, a cinética de degradação. Assim, estes materiais devem ser tratados com menor temperatura (MIDDLETON; TIPTON, 2000).

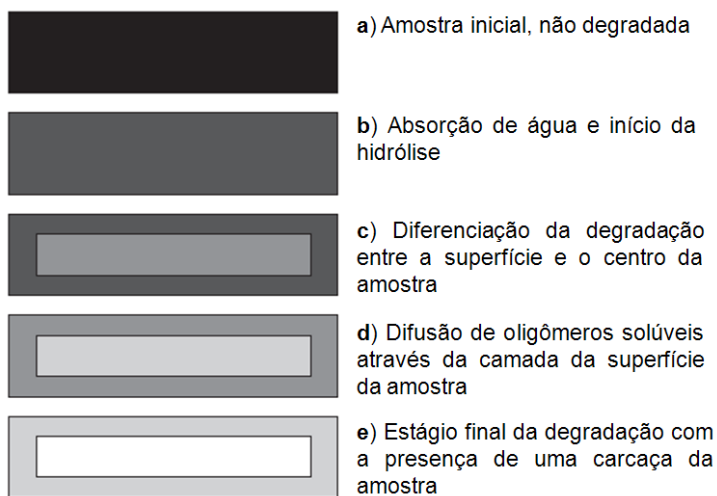


Fig.2. 3 - Degradação dos poli (α -hidroxiácidos) (PLA, PGA e PCL) pelo efeito autocatalítico (BARBANTI et al., 2005).

Os polímeros biorreabsorvíveis são sensíveis às temperaturas elevadas, dado que a sua massa molar diminui nessas condições, o que afeta a armazenagem e a esterilização de tais componentes. A sensibilidade à hidrólise e a diminuição da massa molar, a temperaturas ligeiramente superiores à corporal, não possibilitam a utilização de métodos de esterilização que utilizam gases e/ou altas temperaturas que afetam a forma e a estrutura dos polímeros biorreabsorvíveis. A esterilização gama em doses adequadas da ordem de 20 KGy em combinação com arrefecimento suficiente durante a

irradiação permitem efetiva esterilização dos produtos, sem efeitos adversos (GOGOLEWSKI; MAINIL-VARLET, 1997).

2. 2 Implantes para a fixação de fraturas cranio-maxilo-facial

Uma das formas mais utilizadas para estabilizar internamente os fragmentos ósseos durante o processo de reparo é o uso de implantes na forma de placas e parafusos. Durante os estágios iniciais, uma fixação rígida mantém o alinhamento e promove uma união óssea primária com a estabilização e compressão dos ossos. A Fig.2.4 mostra alguns exemplos de aplicação de placas e parafusos utilizados na fixação de fraturas do tipo cranio-maxilo-facial (MILROY et al., 2003).

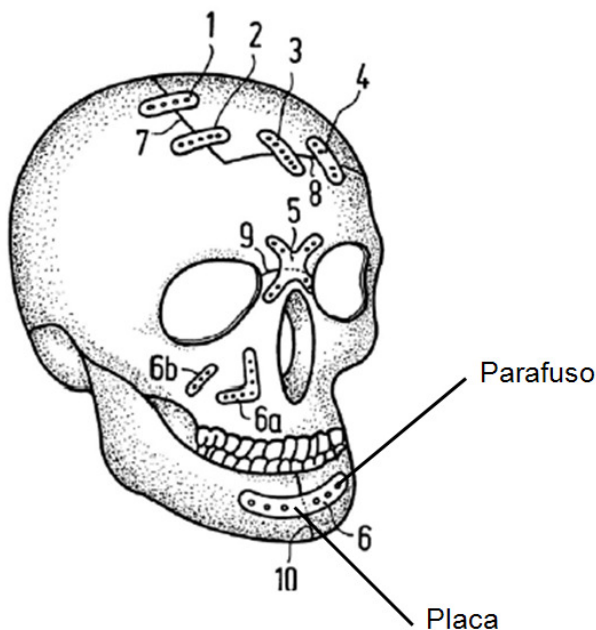


Fig.2.4 - Possibilidades de uso de placas e parafusos para fraturas do tipo craniofacial (1-9), maxilares (6a e 6b) e mandibulares (6 e 10) (MILROY et al., 2003).

Os tradicionais implantes metálicos, primeiramente utilizados para a fixação deste tipo de fratura, fazem parte do arsenal cirúrgico dos especialistas há anos. Entretanto, sua utilização pode causar algumas complicações, como já descritas na Seção 2.1. Os referidos implantes têm uma propriedade comum, a de serem necessários apenas temporariamente, até que a fratura consolide. De acordo com esta necessidade temporária, é recomendado que todos os implantes metálicos utilizados para a fixação de fraturas sejam removidos (BÖSTMAN, 1991).

Uma possível solução para evitar os problemas observados na fixação de fraturas com o uso dos tradicionais parafusos metálicos está na utilização de biomateriais que possam ser degradados e reabsorvidos pelo corpo humano, tais como polímeros principalmente poli (ácido láctico) e poli (ácido glicólico), cerâmicas (hidroxiapatita, trifosfato de cálcio) e o próprio osso natural (SIEPMANN et al., 2004 - STARES, 2006).

Para o presente trabalho não foi identificado o uso de biomateriais cerâmicos na fabricação de parafusos para a fixação de fraturas. Dada a sua fragilidade, as cerâmicas biodegradáveis em geral não são utilizadas em aplicações de solicitação mecânica, especialmente tração, flexão e torção. No entanto, são muito úteis como reconstituidores de ossos em combinação com enxertos ou implantes metálicos (MESSIAS; ARAGONES; DUEK, 2009 - CASADEI, 2009).

A utilização de material ósseo como parafuso motivou o autor deste trabalho junto com pesquisadores do Departamento de Engenharia Mecânica e Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC) a utilizar osso bovino liofilizado como matéria-prima de implantes a fim de produzir elementos de fixação em tolerâncias dimensionais e características morfológicas similares às dos metálicos (MORA, 2000 - SCHIOCHETT, 2002 - BENTO, 2003 - OLIVEIRA, 2004 - PONTUAL, 2006 - BIANCHINI, 2006 - STARES, 2006).

De forma pioneira, o grupo desenvolveu uma tecnologia para a usinagem de osso bovino e humano e fabricou implantes liofilizados para a fixação de fraturas. Estes dispositivos foram implantados em animais e avaliados histologicamente. Após quatro meses de inserção, os implantes sofreram grande índice

de reabsorção (Fig. 2.5), com formação de novo tecido ósseo ao redor dos implantes e ausência de células inflamatórias.

Com a resistência mecânica apresentada e as respostas biológicas positivas, os dispositivos são adequados para a aplicação em cirurgias craniofaciais, fraturas de dedo e de mão. Até a presente data, a referida pesquisa direciona-se para avaliações clínicas.

Polímeros que possam ser degradados e absorvidos pelo organismo são comumente utilizados na forma de parafusos e placas para a fixação de fraturas. Tais polímeros mostram uma queda nas propriedades mecânicas após serem inseridos no corpo, permitindo uma transferência gradual das tensões à estrutura óssea e perda de sua massa, evitando assim que ocorra reabsorção óssea e a necessidade de remoção (FAISANT et al., 2002 - SIEPMANN et al., 2004).



Fig. 2.5 – Imagem de microscopia eletrônica de varredura do parafuso de osso bovino parcialmente reabsorvido após 4 meses de inserção em

amostras animais. Experimentos realizados pelos pesquisadores da UFSC (BENTO, 2003).

Independentemente do material ou da estrutura do implante biorreabsorvível, este deve preencher determinados requisitos médicos e mecânicos, para ser seguro em aplicações clínicas. As exigências médicas são principalmente vinculadas com a biocompatibilidade do material (TÖRMÄLÄ et al., 1991).

Como exigências mecânicas são destacadas (TÖRMÄLÄ et al., 1998):

- Obtenção de formas e geometrias variadas;
- Qualidade da superfície que favoreça as respostas biológicas;
- Propriedades mecânicas iniciais, promovendo a fixação segura da fratura;
- Retenção da resistência mecânica controlada *in vivo*, garantindo a progressiva transferência das tensões para a cicatrização óssea;
- Apresentar mecanismo de fratura dúctil;
- Possibilidade de fabricar dispositivos aplicando processos convencionais.

Essas exigências serão detalhadas nas seções seguintes.

2.2.1 Dimensões e tolerâncias

A padronização das dimensões e tolerâncias das principais características destina-se a permitir que os implantes possam ser usados associados com instrumentos (chaves e brocas) de diferentes fabricantes e servir como uma referência para futuros produtos. Isso beneficia o cirurgião e o paciente, facilitando a identificação dos instrumentos adequados para a implantação dos parafusos durante a cirurgia. As normas NBR ISO 5835 (1996) e ASTM F2502 (2005) estabelecem requisitos de dimensões e tolerâncias para parafusos cirúrgicos para a fixação

de fraturas, utilizados em operações craniofaciais e cirurgias de pequenos ossos, como de mãos e pés. Existem certas áreas de projeto de parafusos, como as conexões para chave, a forma de superfície inferior da cabeça e a forma da rosca, que são críticas sob o ponto de vista cirúrgico. Estas áreas são aquelas onde há uma interface com placas ósseas ou com instrumentos cirúrgicos e outros dispositivos, como chaves ou machos, brocas e escareadores. A Tab. 2.4 exhibe as especificações para as dimensões e tolerâncias de parafusos utilizados na fixação de fraturas.

Tab. 2.4 – Dimensões e tolerâncias de parafusos ósseos.

<i>Diâmetro nominal</i> <i>d1</i> $\begin{smallmatrix} +0 \\ -0,15 \end{smallmatrix}$	<i>Diâmetro menor</i> <i>d2</i> $\begin{smallmatrix} +0 \\ -0,10 \end{smallmatrix}$	<i>Passo</i> <i>P</i>	<i>Diâmetro cabeça</i> <i>d3</i> $\begin{smallmatrix} +0 \\ -0,10 \end{smallmatrix}$	<i>Comprimento total</i>
1,5	1,1	0,5	2,7	4,5
2,0	1,3	0,6	3,6	6,5 a 10,5
2,7	1,9	1,0	4,8	6,5 a 12,5

Fonte: NBR ISO 5835 (1996); ASTM F2502 (2005)
Todas as dimensões estão em milímetros

2.2.2 Qualidade da superfície

A textura da superfície representa um papel importante no sucesso de todos os tipos de implantes conhecidos. A integridade também é importante devido ao grau de contaminação da superfície e propriedades mecânicas que o implante possa ter quando inserido no organismo receptor. Se a superfície possuir rugosidade muito menor que o tamanho das células, poderá ocorrer ausência de sítios de fixação. Se a rugosidade for muito elevada, as células podem se comportar como se as superfícies fossem lisas (KASEMO E GOLD, 1999). A necessidade do desenvolvimento e manutenção de uma interface osso-implante tem levado diversos pesquisadores a estudar a influência da qualidade das superfícies na resposta

óssea. As características de superfície como macro e micro topografia e composição química afetam as respostas celulares a curto prazo - migração e ancoragem; e a médio prazo - diferenciação e expressão da matriz óssea. Na busca por superfícies que supram a necessidade de obter uma adequada integração, várias pesquisas têm sido desenvolvidas, modificando estas superfícies pelos processos mais variados que envolvem métodos mecânicos, químicos e físicos de tratamento de superfície, obtendo, assim, os mais variados graus de texturas (LIU et al., 2004). A título de referência a Tab. 2.5 apresenta as faixas de rugosidade comumente utilizadas em implantes metálicos, obtidas por diferentes processos.

Todavia ainda não foi encontrado um valor de rugosidade ideal para a superfície de implantes que interagem com o tecido ósseo. Entre a comunidade científica é consenso apenas que superfícies com maior rugosidade apresentam maior taxa de crescimento celular ao redor do implante e maior torque de remoção durante os estágios iniciais. Entretanto, a longo prazo, não foram encontradas diferenças significativas entre superfícies de maior e menor rugosidade (ELLINGSEN E LYGSTADAAS, 2003).

Tab. 2.5 – Valores de rugosidade para implantes metálicos.

<i>Superfície</i>	<i>R_a [μm]</i>	<i>R_t [μm]</i>
Polida	0,08 – 0,35	0,58 – 2,10
Usinada	0,53 – 1,27	6,78 – 9,02
Ataque ácido	1,33 – 2,81	9,74 – 19,68
Spray de plasma	3,26 – 5,98	17,69 - 32,44

Fonte: BRÄNEMARK et al., 2001 – WENNERBERG;ALBREKTSSON, 2000

A Fig. 2.6 mostra as superfícies geradas na maioria dos implantes comerciais disponíveis. A Fig. 2.6a retrata um implante com superfície usinada, a Fig. 2.6b ilustra um implante com ataque ácido (BRÄNEMARK et al., 2001).

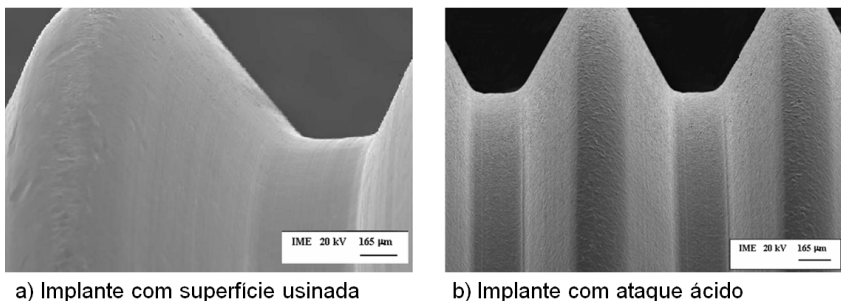


Fig. 2.6 – Imagens de Microscopia Eletrônica de Varredura da superfície de diferentes implantes (BRÄNEMARK et al., 2001).

2.2.3 Propriedades mecânicas

Um dos principais problemas na utilização de implantes poliméricos como auxiliares no tratamento de fraturas são as propriedades mecânicas inadequadas, se comparados aos dispositivos metálicos. Dessa forma, muitos estudos têm sido realizados com o objetivo de melhorar as propriedades mecânicas dos polímeros a serem utilizados na fixação de fraturas. As seguintes propriedades são essenciais para dispositivos biorreabsorvíveis adequados: alta resistência inicial; módulo de elasticidade inicial apropriado; e lenta queda da resistência mecânica e do módulo de elasticidade quando *in vivo* (TÖRMÄLÄ et al., 1998).

A elevada resistência inicial é essencial porque o implante deve resistir às tensões durante os procedimentos cirúrgicos de implantação e suportar as cargas externas e fisiológicas durante o estágio inicial da cicatrização do tecido. O módulo de elasticidade adequado significa que o material não deve ser demasiadamente rígido nem flexível para seu propósito de uso. A diminuição da resistência *in vivo* do implante deve estar em harmonia com o aumento da resistência do tecido em cicatrização. Recomenda-se que os valores de resistência mecânica do material estejam na faixa do osso em questão (TÖRMÄLÄ et al., 1998). Cowin e colaboradores (2001) relatam

valores de resistência à flexão para o osso cortical na faixa de 140 a 200 MPa, valores de módulo de elasticidade em flexão de 3 a 30 GPa. Para a resistência ao cisalhamento foram mensurados valores de 68 MPa. Por outro lado, os valores de resistência mecânica do osso trabecular estão abaixo dos encontrados para o osso cortical. Como exemplo, é possível citar valores do módulo de elasticidade abaixo dos 2 GPa (TÖRMÄLÄ et al., 1998).

Implantes macroscópicos os quais são fabricados de polímeros biorreabsorvíveis que possuam uma temperatura de transição vítrea (T_g) superior à temperatura ambiente, mas que não foram autorreforçados (fabricados somente por métodos de injeção, extrusão ou termoformagem, por exemplo), apresentam valores de resistência considerados não seguros, pois são muito próximos aos valores de resistência do osso humano (TÖRMÄLÄ et al., 1998 – SHIKINAMI; OKUMO, 1999). Também apresentam um comportamento tipicamente frágil na fratura, não sendo possível deformá-los à temperatura ambiente sem que ocorram grandes danos à amostra (ASHAMMAKHI, 2004).

Os baixos valores de resistência mecânica são atribuídos ao fato de que, durante os processos de injeção e/ou extrusão, a orientação da estrutura molecular da peça injetada apresenta-se desorganizada, como consequência dos movimentos moleculares quando o moldado fundido está resfriando. Este comportamento é fortemente influenciado pelos processos de escoamento e resfriamento do polímero que ocorrem durante a fase de preenchimento da cavidade do molde. As propriedades termodinâmicas do polímero fundido variam simultaneamente com sua temperatura de fusão (T_m), influenciando o tempo durante o qual a formação da peça pode ser influenciada (HURST et al., 1997 - HU et al., 2000).

Uma das formas mais promissoras de se promover o aumento das propriedades mecânicas de dispositivos poliméricos é utilizando o chamado autorreforço (*SR - self reinforcement*). O autorreforço ocorre quando a estrutura interna do polímero é orientada em temperaturas acima da T_g e abaixo da T_m no caso de polímeros semicristalinos e acima da T_g para polímeros amorfos. Diferentes modos de deformação podem ser utilizados para promover a orientação, como a deformação uniaxial livre ou numa matriz, a calandragem e a laminação, resultando em

diferentes tipos de microestruturas tais como microfibrilas e fibras. (SHIKINAMI; OKUMO, 1999 - ASHAMMAKHI et al., 2004).

Um dos métodos mais utilizados para se produzir amostras autorreforçadas é o chamado *die-drawing*, onde a amostra é puxada através de uma matriz aquecida com dimensões menores que a original, como mostrado esquematicamente na Fig. 2.7. Como consequência, o polímero que foi manufaturado, por exemplo, por injeção é fortemente orientado no sentido da deformação. Quando o grau de orientação aumenta, os valores de resistência do polímero aumentam em comparação com materiais não-reforçados (TÖRMÄLÄ et al., 1991). Apesar de a técnica de autorreforço já ser utilizada para a produção de dispositivos biorreabsorvíveis, os detalhes do processamento não são divulgados, já que somente uma empresa produz tal tipo de implante¹². Com o processo de *SR* a resistência mecânica do material é aumentada enormemente (Fig. 2.8), ex.: Törmälä (1987) alcançou valores na ordem de 300 MPa de resistência à flexão para o SR-PLLA.

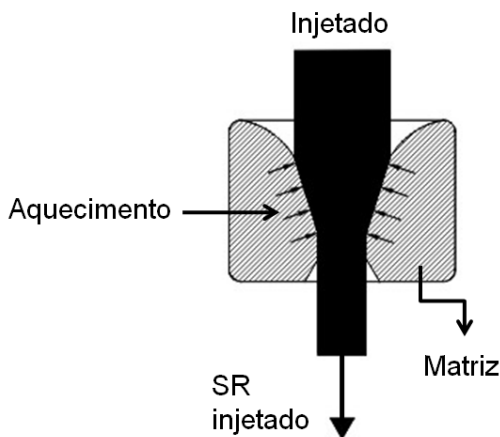


Fig. 2.7 - Desenho esquemático mostrando o autorreforço pela passagem por uma matriz aquecida.

¹² <http://www.inion.com>

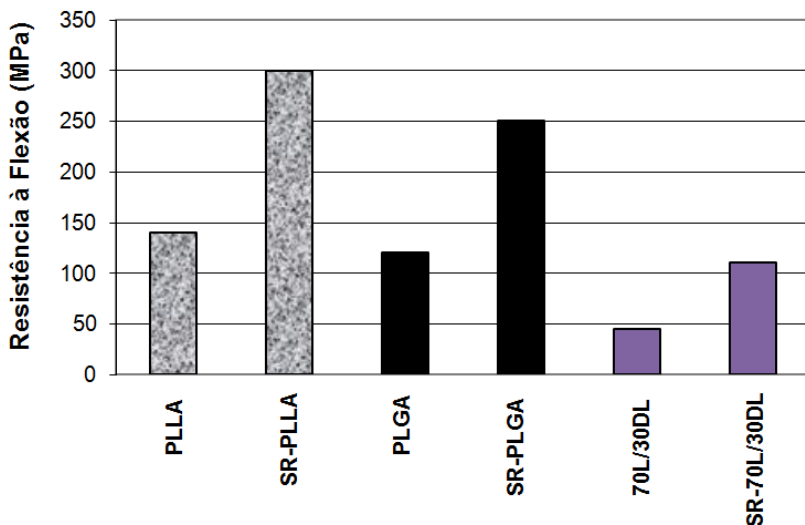


Fig.2. 8 - Comparação das propriedades mecânicas de polímeros não-reforçados e autorreforçados. A resistência à flexão é significativamente aumentada com o autorreforço (ASHAMMAKHI et al., 2004).

Depois do autorreforço, é possível fabricar implantes de diversas formas, tais como, pequenas barras, placas, parafusos, fios e grampos (Fig. 2.9). O processo frequentemente utilizado para a fabricação destes é a moldagem por compressão, sendo possível fabricar dispositivos para aplicações ortopédicas e traumatológicas (TÖRMÄLÄ et al., 1991 - POHJONEN et al., 1997 – SHIKINAMI; OKUMO, 1999).

Diante desta expectativa muito promissora do autorreforço, a presente pesquisa tem como um dos objetivos aprofundar os estudos sobre as influências da razão de autorreforço, velocidade e temperatura de processo sobre as propriedades mecânicas e a qualidade final das barras injetadas. Busca-se obter barras com resistência mecânica segura para utilização na

fixação de fraturas e geometria e qualidade da superfície adequada para serem usinadas.

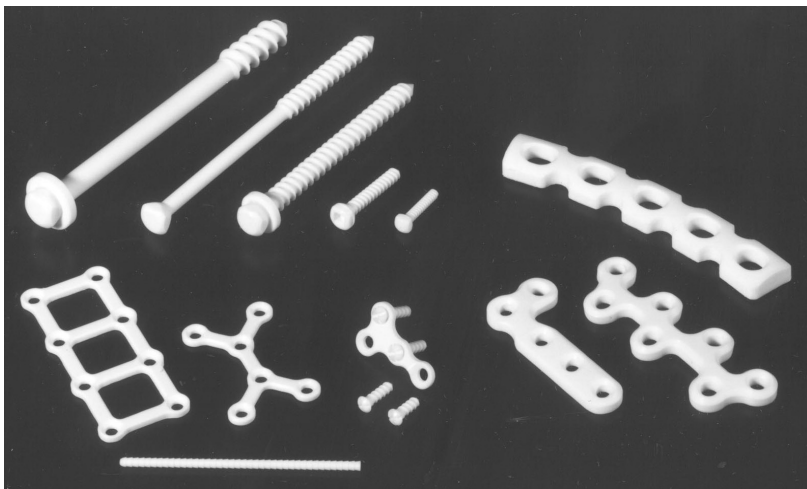


Fig.2. 9 - Diversas formas de implantes biorreabsorvíveis moldados por compressão (SHIKINAMI; OKUMO, 1999).

2.2.4 O processo de moldagem por compressão

A moldagem por compressão é um processo de conformação o qual consiste na compactação de polímeros em moldes pré-aquecidos. O molde é geralmente montado em prensas hidráulicas e aquecido até a temperatura específica que depende das características do material a ser moldado. Então é aplicada uma pressão necessária para assegurar a movimentação do material e o preenchimento do molde (BLASS, 1985) (Fig.2.10).

Como vantagens do processo são citadas a menor perda de material (em geral, não existem canais de alimentação e distribuição) e a menor tensão interna (menor trajetória das partículas sob pressão, principalmente materiais reforçados com cargas fibrosas – não são rompidas) (HECKELE et al., 2004).

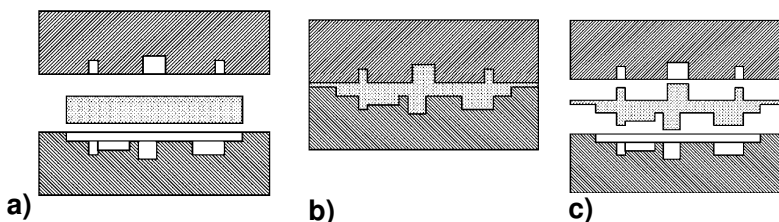


Fig.2. 10 - Principais etapas do processo de moldagem por compressão: (a) o polímero termoplástico é inserido no molde, (b) o molde é evacuado e aquecido acima da temperatura de amolecimento do polímero e (c) o produto é resfriado e desmoldado (HECKELE et al., 2004).

Todavia, a utilização do processo de moldagem por compressão na fabricação de implantes biorreabsorvíveis apresenta algumas desvantagens, destacando:

- Utilização de máquinas de alto custo de aquisição;
- Desenvolvimento de moldes complexos, necessitando de longo prazo para desenvolvimento e fabricação do molde;
- Possibilidade de distorção ou quebra do produto na moldagem durante o fluxo do material sob alta pressão;
- Pequenas folgas entre as partes do molde são preenchidas com material (rebarbas), sendo necessário pós-processamento para a remoção destas rebarbas;
- Baixo controle dimensional;
- Baixa flexibilidade do processo.

Tais limitações influenciam diretamente o custo de fabricação das peças moldadas. Na Feira de Tecnologia e Inovação (INOVATEC) realizada em 03/08/2006 pela ABIMO

(Associação Brasileira da Indústria de Artigos e Equipamentos Médicos, Odontológicos, Hospitalares e de Laboratórios) acerca de tendências futuras para os produtos de saúde, uma das diretrizes apontadas em curto prazo, para o desenvolvimento de tecnologia e o aumento da competitividade, é “investir no desenvolvimento tecnológico de novos biomateriais, reduzindo a importação na área de implantes”. Portanto, é evidente a necessidade de desenvolvimento de um processo alternativo para a fabricação dos referidos implantes que venha a diminuir seu custo de fabricação e atrair investimentos nacionais para sua expansão. O presente trabalho busca a fabricação de implantes biorreabsorvíveis utilizando o processo de usinagem e assim contribuir com o desenvolvimento científico gerando conhecimento das influências das condições de corte sobre a qualidade dos implantes usinados. Desta forma, na seção seguinte, serão abordadas as características do referido processo.

2.3 Processo de usinagem

Na usinagem de um material, no início do corte, a cunha (ferramenta) penetra no material da peça, e este se deforma elástica e plasticamente. Após ultrapassar a tensão máxima de cisalhamento do material, este começa a escoar. Em dependência da geometria da cunha de corte, o material deformado passa a formar um cavaco que desliza sobre a face da cunha de corte (Fig. 2.11) (WEINGAERTNER; SCHROETER, 1990).

Em todos os processos de usinagem, as características do processo, como a formação e a saída de cavaco, força de corte, desgaste e resultado de trabalho, são influenciadas consideravelmente pela geometria da ferramenta. Em decorrência disso, a geometria da ferramenta deve ser adaptada ao material da peça, ao material da ferramenta e às condições específicas da máquina-ferramenta (WEINGAERTNER; SCHROETER, 1990).

Os termos, a denominação e a designação da geometria de corte são normalizados pela norma DIN 6581(1985) e ISO

3002/1 (1992). As Figs. 2.12 e 2.13 definem as superfícies, chanfros, quinas e principais ângulos de uma ferramenta de geometria de corte definida.

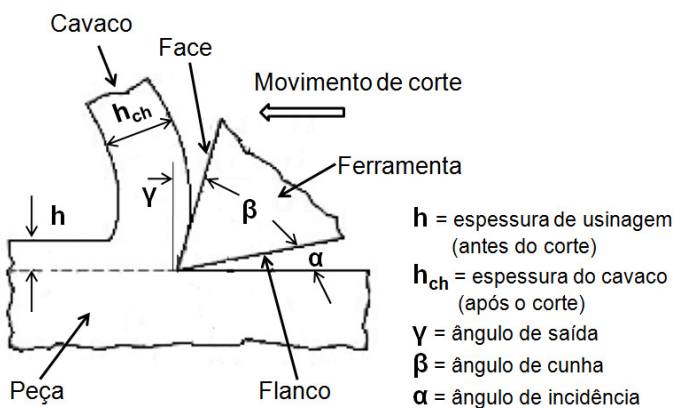


Fig. 2.11 – Representação esquemática da cunha de corte (WEINGAERTNER, SCHROETER, 1990).

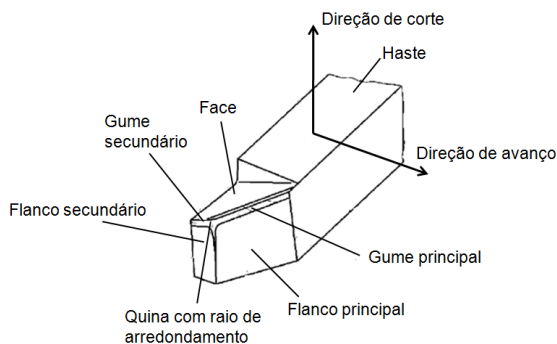


Fig.2.12 - Esquema representativo de uma ferramenta de corte de geometria definida (DIN 6581 e ISO 3002/1).

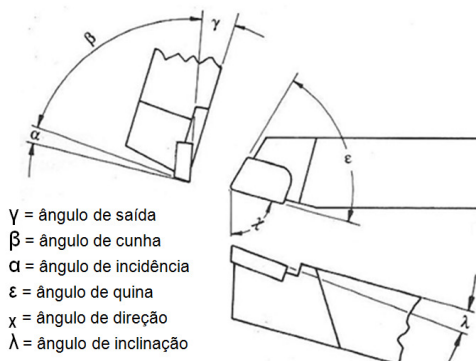


Fig.2.13 – Principais ângulos de uma ferramenta de torneamento (DIN 6581 e ISO 3002/1).

O desempenho durante as operações de usinagem é principalmente afetado pelas propriedades dos materiais trabalhados. Estas propriedades e características dos materiais podem ser expressas em termos de usinabilidade. A usinabilidade indica a relativa facilidade ou dificuldade com que um determinado material pode ser usinado, utilizando uma ferramenta e parâmetros de corte adequados (GROOVER, 1996).

A usinabilidade de um material pode ser definida como uma grandeza tecnológica, que expressa, por meio de um valor numérico comparativo, um conjunto de propriedades de usinagem do material, em relação a outro tomado como referência ou padrão. Entende-se como propriedades de usinagem de um material aquelas que expressam o seu efeito sobre grandezas mensuráveis inerentes ao processo de usinagem, tais como vida da ferramenta, força de corte, acabamento da superfície da peça e a temperatura de corte.

Muitos experimentos já foram realizados por diferentes pesquisadores para julgar o comportamento do material, numa combinação peça-ferramenta, em relação às grandezas características de usinagem, tais como: desgaste da ferramenta, força de corte, acabamento da superfície e temperatura de corte (FERRARESI, 1970).

Na fabricação de implantes para a fixação de fraturas, a qualidade da superfície deste tipo de componente é uma

característica determinante para o seu sucesso clínico (WENNERBERG, 1998 - BRÄNEMARK et al., 2001). Portanto, o presente trabalho também procurou caracterizar a qualidade dos componentes usinados, tanto sob o aspecto da rugosidade quanto sob o ponto de vista da temperatura atingida pelo componente durante a usinagem.

2.3.1 Usinagem de polímeros

De forma geral, todos os polímeros, assim como os metais, podem ser fresados, cortados, furados, torneados (processos caracterizados pela utilização de ferramentas de corte com geometria definida); retificados e polidos (processos caracterizados pela utilização de ferramentas de corte com geometria não-definida). Porém, não deve-se transferir diretamente para os polímeros a experiência adquirida com a usinagem dos metais, uma vez que estes apresentam características expressamente diferentes. O fato de os polímeros serem mais macios do que os metais não significa que sejam fáceis de usar. É preciso observar cuidadosamente algumas características importantes em que os polímeros se diferenciam dos metais, para que seja possível atingir resultados ao menos satisfatórios na usinagem destes materiais (MICHAELI, 1995).

Os polímeros conduzem o calor com maior dificuldade do que os metais. Durante o processo de corte, o calor é gerado pela deformação do material, e pelo atrito entre o cavaco, a ferramenta e a peça. Na usinagem de metais com ferramentas com geometria definida, a maior parte do calor é removida da área de corte pelo cavaco. Na usinagem de polímeros, contudo, devido à baixa condutividade térmica, o calor produzido por atrito durante o processo é removido com dificuldade do material. Isto resulta em uma temperatura que pode influenciar no processo de usinagem, provocando imprecisões dimensionais, a fusão ou até a degradação do material da peça (SALLES; GONÇALVES, 2003).

Os polímeros possuem menor rigidez que os metais. A deformação e a fratura nos metais ocorrem ao longo dos planos cristalinos. De acordo com Kobayashi et al. (1984), nos

polímeros, a fratura pode ocorrer entre as regiões amorfas e cristalinas. A baixa dureza do polímero resultará em uma deformação elástica ou plástica devido às forças de fixação e de corte. A deformação causada pela pressão da ferramenta pode resultar em um maior contacto entre a superfície da peça e a ferramenta. Isto resultará no aumento do atrito. O fenômeno de fratura nos polímeros varia com o tipo de polímero e com as condições de corte, especialmente a velocidade de corte e a temperatura de corte.

Vahdati et al. (1995) avaliaram a influência do processo de formação do cavaco e observaram que um processo de remoção frágil ou dúctil influencia na formação da superfície. A Fig. 2.14 mostra as secções transversais de um polímero termorrígido (a) e um termoplástico (b) estudado pelo autor.

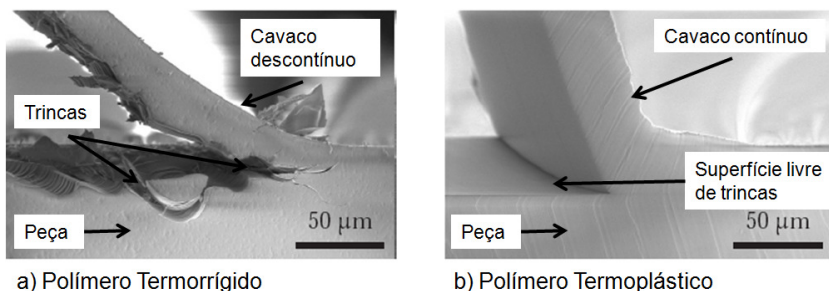


Fig. 2.14: a) Formação de cavaco quebradiço na superfície de um termorrígido; b) formação de cavaco dúctil em termoplástico (VAHDATI et al., 1995).

Como pode ser visto na Fig. 2.14a, o termorrígido apresenta comportamento frágil, resultando na formação de um cavaco descontinuo. Trincas se originam à frente da ferramenta, e se propagam com o avanço dela. Em uma situação mais favorável, tais fissuras propagam-se em direção à superfície livre. No entanto, como pode ser observado, as trincas também podem propagar-se abaixo da profundidade de corte, isto é, para o interior do componente, resultando em uma superfície fraturada. Isso redonda na má qualidade da superfície após o processo de

corte. A Fig. 2.14b exibe um cavaco de fluxo dúctil. Em contraste com o material termorrígido, no termoplástico não ocorre a formação de trincas à frente da ferramenta. Devido ao processo de formação dúctil do cavaco, uma melhor rugosidade da superfície pode ser alcançada. Geralmente, quando cavacos dúcteis são produzidos, uma boa qualidade da superfície pode ser esperada (VAHDATI et al., 1995).

É conhecido durante o corte dos metais, que diferentes tipos de cavacos são gerados nas operações de usinagem. A Fig. 2.15a mostra um cavaco de fluxo contínuo; cavaco lamelar (Fig. 2.15b) é formado por uma oscilação no ângulo de cisalhamento. O cavaco cisalhado (Fig. 2.15c). Materiais frágeis formam cavacos arrancados no torneamento (Fig. 2.15d), os segmentos são totalmente separados uns dos outros por fratura (frágil) do material. Na formação de cavacos contínuos (dúcteis – Fig. 2.15a), são produzidas superfícies de melhor qualidade do que quando são formados cavacos arrancados (frágeis – Fig. 2.15d) (TÖNSHOFF et al., 2000).

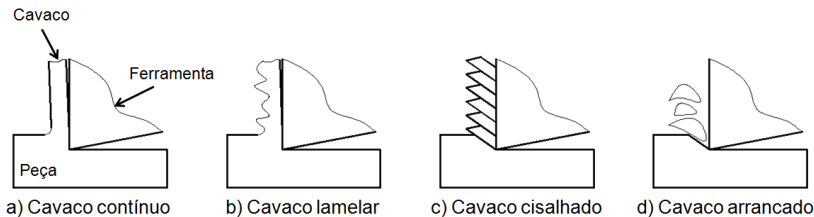


Fig. 2.15 – Representação esquemática dos tipos de cavacos gerados no torneamento (TÖNSHOFF et al., 2000).

No caso dos polímeros, os cavacos podem acontecer de dois tipos, os contínuos e os descontínuos. O cavaco contínuo pode ser produzido por uma grande deformação elástica ou por uma ação cisalhante ao longo do plano de cisalhamento, que ocorrem quando são utilizadas baixas velocidades de corte e em materiais com grande deformação elástica. O plano de cisalhamento estará na direção em que é exigido o mínimo de esforço para formar um cavaco, os cavacos são contínuos, em função de os intervalos de cisalhamento serem pequenos. Para

obter uma boa qualidade da superfície, geralmente é melhor selecionar os parâmetros de corte e geometria da ferramenta, de modo que a formação contínua dos cavacos ocorra (KOBAYASHI et al., 1984).

Segundo Kobayashi et al. (1984), diferentes tipos de cavacos descontínuos podem ser formados quando grandes tensões compressivas estão envolvidas ou quando um material frágil é usinado. Também pode acontecer quando um termoplástico é usinado com grandes ângulos de saída ou com grandes profundidades de corte.

Como relatado anteriormente, a qualidade da superfície é uma grandeza importante na usinagem dos materiais. Verifica-se experimentalmente que materiais manufaturados com idênticas condições de usinagem, com a mesma ferramenta e máquina-ferramenta, apresentam qualidades das superfícies diferentes. A qualidade das superfícies das peças é caracterizada pelo resultado obtido na usinagem e pelas propriedades do material na camada da superfície. A seguir, serão apresentados os conceitos de qualidade da superfície e os principais fatores de influência sobre ela.

2.3.2 Qualidade da superfície

Qualidade da superfície ou tecnologia de superfície é a atividade que descreve, detalha e avalia a condição da superfície em componentes usinados. A tecnologia de superfícies normalmente é dividida em dois campos, a textura ou acabamento da superfície e a integridade de superfície (SME, 1987a; SME 1987b).

No estudo do acabamento da superfície, examinam-se as irregularidades micro-geométricas determinadas pelos sulcos, estrias ou ranhuras existentes e que são avaliadas com os parâmetros de rugosidade (SME, 1987a). Pesquisas como as apresentadas na seção 2.2.1 mostram boa parte das condições que são pretendidas com os implantes aplicados na fixação de fraturas.

A integridade da superfície é a descrição e o controle das muitas alterações possíveis de serem produzidas na camada da superfície, incluindo os seus efeitos nas propriedades dos materiais e o desempenho da superfície em funcionamento (SME 1987b). Integridade refere-se também ao grau de contaminação da superfície que o implante possa ter quando inserido no organismo receptor (BÖSTMAN et al., 1992).

A fabricação dos pretendidos implantes biorreabsorvíveis utilizará o processo de usinagem. Para este processo considera-se a influência determinante tanto dos parâmetros de corte quanto da geometria da ferramenta sobre a natureza e a qualidade da superfície produzida. O grau de danificação causado por estes fatores sobre as camadas das superfícies do implante é de grande importância tanto para o seu comportamento mecânico quanto à resposta biológica (OHASHI et al., 1994 - CALES et al., 1994).

Portanto, é relevante selecionar a combinação de parâmetros de corte e geometria da ferramenta que produzam a superfície pretendida com reprodutibilidade.

2.3.3 Rugosidade da superfície

Na usinagem com ferramenta de geometria definida, a rugosidade de uma superfície é determinada pela forma geométrica da quina da ferramenta e pelo avanço (KÖNIG, 1990). Neste caso, a superfície gerada por uma ferramenta de quina arredondada tem a forma de um perfil com ranhuras periódicas (Fig. 2.16). Teoricamente, portanto, é possível calcular a rugosidade, utilizando as Equações 2.1 e 2.2 a seguir:

$$R_{t.teór} = \frac{f^2}{8.r_z} \quad (\text{König, 1990}) \quad (\text{Eq. 2.1})$$

$$R_{a.teór} = 0,2566.R_{t.teór} \quad (\text{Eq. 2.2})$$

Em que f é o avanço (mm/rot); r_ϵ é o raio de quina da ferramenta (mm); $R_{t,teór}$ é a altura pico-vale de rugosidade teórica (μm); $R_{a,teór}$ é a média aritmética teórica dos valores absolutos das ordenadas de afastamento (μm).

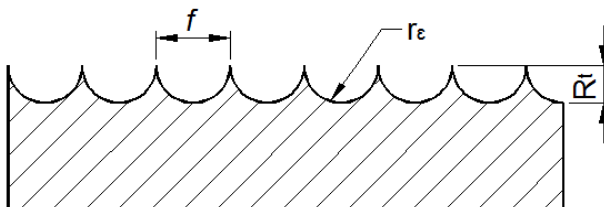


Fig. 2.16 – Perfil de rugosidade ideal em função do avanço e do raio de quina da ferramenta (König, 1990).

A rugosidade efetiva de uma peça usinada é geralmente maior que a rugosidade teórica calculada, logo, é necessário medi-la. A razão para isto é que o processo de corte é um processo complexo. Na usinagem de osso, por exemplo, a rugosidade teórica coincide com a rugosidade real somente no caso de ferramentas com quinas agudas, sem raio de concordância entre os gumes da quina. Para raios de quina maiores que zero, a comparação mostra resultados discordantes. A discrepância encontrada quando raios de quina são maiores que zero é devida à natureza do osso e seu comportamento diante da usinagem (MORA, 2000).

O acabamento da superfície de peças torneadas pode ser afetado por diversos fatores, dentre os quais são destaque:

2.3.3.1 Avanço e raio de quina da ferramenta

A relação existente entre o avanço e o raio de quina da ferramenta representa uma das mais importantes considerações na obtenção de um desejado acabamento da superfície da peça.

Percebe-se que a rugosidade aumenta com o aumento do avanço e diminui quando se utiliza ferramenta com raio de quina maior, seguindo a lógica apresentada na Equação 2.1.

Várias pesquisas investigaram a influência do avanço de corte sobre a rugosidade da superfície de diversos polímeros (CARR; FEGER, 1993 – XIAO; ZHANG, 2002 – SALLES; GONÇALVES, 2003 – DAVIM; MATA, 2008). Todas concluem que o avanço transversal é um importante parâmetro que determina a rugosidade da superfície na usinagem de polímeros. A Fig. 2.17 mostra como exemplo a rugosidade da superfície de peças usinadas a partir do termoplástico Polietere tercetona (PEEK) para diferentes taxas de avanço. Foram utilizadas ferramentas de diferentes materiais. Todas as ferramentas de corte demonstraram tendência semelhante, o aumento da rugosidade da superfície com o aumento da taxa de avanço. Baixas taxas de avanço resultaram em melhores qualidades da superfície (DAVIM; MATA, 2008).

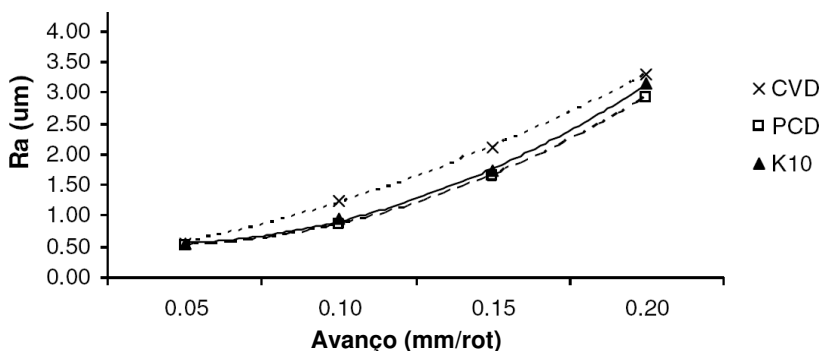


Fig. 2.17 – Avaliação da rugosidade como função do avanço para diferentes ferramentas. Geometria das ferramentas: ângulo de saída $\gamma = 20^\circ$; ângulo de incidência $\alpha = 7^\circ$; ângulo de inclinação $\lambda = 0^\circ$ e raio de quina da ferramenta $r_\epsilon = 0,20$ mm (DAVIM; MATA, 2008).

Para a verificação da influência do avanço sobre a qualidade de superfícies geradas com ferramentas de corte de geometria definida, é usual a realização de ensaios sistemáticos para diferentes valores de avanço, mantendo-se as demais

grandezas de trabalho constantes, medindo-se posteriormente a rugosidade e analisando-se os danos na superfície porventura existentes. Na usinagem de polímeros biorreabsorvíveis, entretanto, não existem trabalhos com resultados sobre estes tipos de ensaios sistemáticos e sua posterior análise. Todavia, dos resultados existentes sobre a usinagem de outros polímeros (CARR; FEGER, 1993 – XIAO; ZHANG, 2002 – SALLES; GONÇALVES, 2003 – DAVIM; MATA, 2008), pode-se observar que, para avanços na faixa de 0,01 a 0,30 mm/rot, é possível obter superfícies com qualidade para aplicação na área de implantes na fixação de fraturas. Esta faixa de avanços é a disponível na máquina-ferramenta que será utilizada para os estudos deste trabalho.

Assim como o avanço, o raio de quina da ferramenta apresenta teoricamente uma grande influência sobre a rugosidade de uma superfície gerada por usinagem com ferramentas de geometria definida (KÖNIG, 1990). De acordo com a Equação 2.1 exibida anteriormente, mantendo-se os avanços constantes e aumentando-se o raio de quina da ferramenta, a rugosidade cinemática diminui. Tal comportamento da qualidade da superfície em função de variações no raio de quina é verificado também na usinagem de diversos polímeros (KOBAYASHI et al., 1984– SALLES; GONÇALVES, 2003). Contudo, se os avanços forem proporcionalmente incrementados com os aumentos no raio de quina, é possível teoricamente obter-se as mesmas rugosidades cinemáticas para diferentes condições de usinagem, de modo que a escolha do valor de raio de quina é dependente também, além de um avanço correspondente, de outras variáveis. Grandes raios de quina tendem a trazer como consequência maiores forças de usinagem, que, por sua vez, podem influir na qualidade final do trabalho, enquanto pequenos raios de quina obrigam a adoção de avanços correspondentemente menores, o que leva a maiores tempos de usinagem e, dessa maneira, a maiores custos de fabricação (SCHROETER, 1997). Assim sendo, também a escolha do raio de quina deve ser feita em função do resultado desejado, tipo de processo, tipo de material usinado e demais grandezas de trabalho. Para este trabalho, devido à pouca disponibilidade de matéria-prima, não serão efetuados ensaios com variação no raio de quina da ferramenta. Este foi definido

com valor de 0,20 mm com base nos resultados obtidos nos demais trabalhos relatados acima, os quais produziram superfícies com qualidade dentro da desejada para implantes ósseos.

2.3.3.2 Profundidade de corte

Na usinagem convencional da maioria dos materiais, a profundidade de corte normalmente não tem influência expressiva sobre a qualidade da superfície, desde que seja satisfeita a condição $a_p > a_{p.min}$ (KÖNIG, 1990). A Fig. 2.18 apresenta a relação entre a rugosidade da superfície e a profundidade de corte para ferramentas de diferentes materiais na usinagem de plástico autorreforçado com fibras de vidro. A rugosidade da superfície é levemente afetada pelo material da ferramenta, porém, não apresenta grandes variações com o aumento da profundidade de corte (LEE, 2001).

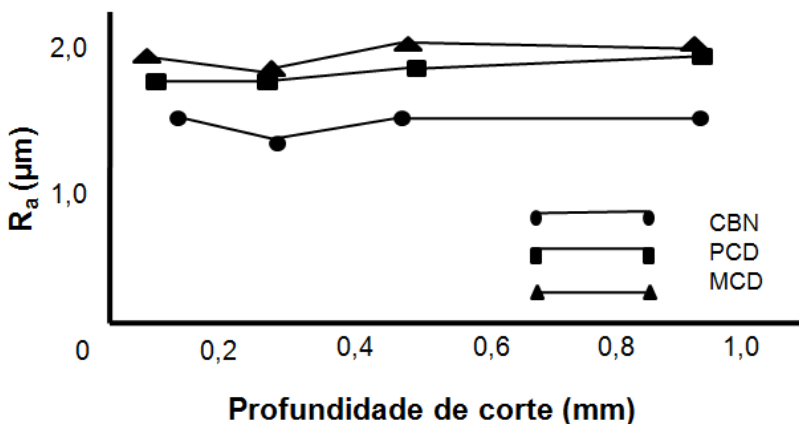


Fig. 2.18 – Influência da profundidade de corte na rugosidade da superfície com diferentes materiais de ferramenta. Geometria das ferramentas: ângulo de saída $\gamma = 2^\circ$; ângulo de incidência $\alpha = 5^\circ$ e raio de quina da ferramenta $r_\epsilon = 1,5$ mm (LEE, 2001).

O aumento da profundidade de corte só implica aumento da largura de corte se a taxa de avanço não for alterada. Já o aumento do avanço implicará aumento da espessura do cavaco e da rugosidade da superfície. Outro fato importante a ser ressaltado é que a taxa de avanço e a profundidade de corte influenciam a otimização do processo, ou seja, quanto maiores, maior a taxa de remoção de material (PORTO, 2004).

Os aumentos na profundidade de corte, todavia, levam normalmente a maiores forças de usinagem e a uma maior energia gerada durante o corte, o que, na prática, pode influenciar a rugosidade da superfície usinada. Conforme a rigidez e as demais características do sistema ferramenta-máquina-ferramenta, aumentos nas forças podem induzir vibrações durante a operação de usinagem (SCHROETER, 1997). Ensaio realizados com diversos polímeros mostram que variações na profundidade de corte para valores entre 0,1 e 3,0 mm não têm influência significativa sobre a rugosidade da superfície (KOBAYASHI et al., 1984 - LEE, 2001). Para os ensaios que serão realizados nesta pesquisa, as profundidades de corte usadas serão de 0,2; 0,4 e 0,8 mm. Acima desta última, as dimensões pretendidas para os implantes seriam ultrapassadas.

2.3.3.3 Velocidade de corte

Enquanto na usinagem convencional de metais a velocidade de corte mostra ter uma influência significativa sobre os resultados de trabalho (KÖNIG, 1990), na usinagem da maioria dos polímeros, as alterações na velocidade de corte normalmente não mostram influência sobre os resultados de qualidade da superfície, para uma variação de velocidades de corte dentro de limites bastante amplos. A Fig. 2.19 demonstra o comportamento da rugosidade da superfície de peças de Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular (UHMWPE) perante variações na velocidade de corte. Ao analisar o gráfico, constata-se que a variação da velocidade de corte não teve influência significativa sobre o comportamento da rugosidade, exceto

quando a taxa de avanço foi de 0,050 e 0,300 mm/rot. Ao variar a velocidade de corte e a taxa de avanço de 0,05 mm/rot, a curva de rugosidade apresenta um comportamento que se distingue das outras curvas, incluindo a curva para a taxa de avanço de 0,300 mm/rot. Segundo o autor, este comportamento pode ter sido influenciado por mudanças nas propriedades do UHMWPE durante a usinagem (SALLES; GONÇALVES, 2003).

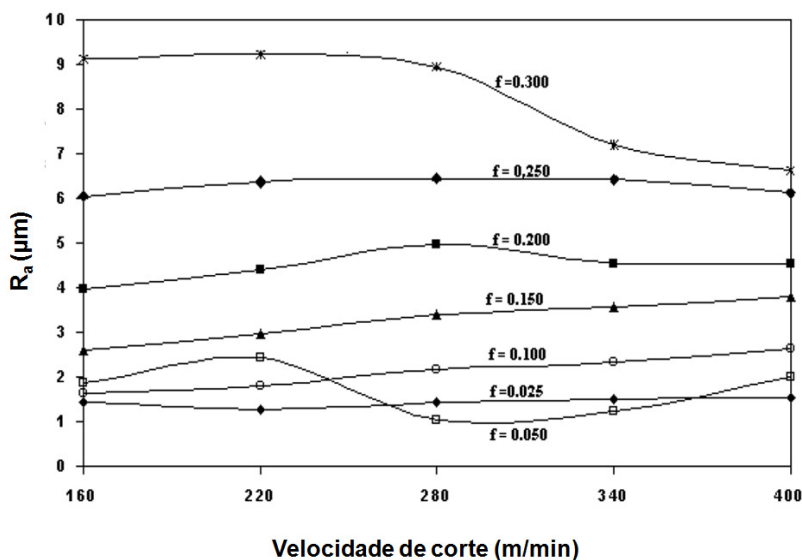


Fig. 2.19 – Relação entre a rugosidade da superfície e a velocidade de corte. Ferramenta de metal duro com geometria DCGX070204 AL (SALLES, GONÇALVES, 2003).

Deve-se observar, entretanto, que, para o processo de usinagem por torneamento, o qual será utilizado neste trabalho, a variação da velocidade de corte está relacionada a alterações na rotação do eixo árvore da máquina-ferramenta, o que pode levar a diferentes níveis de vibração no sistema. Este fato pode ter, por sua vez, consequências negativas sobre a qualidade da superfície das peças usinadas. Também as maiores energias e, conseqüentemente, maiores temperaturas decorrentes de

maiores velocidades de corte podem influenciar o resultado do trabalho. A temperatura de transição vítrea do polímero biorreabsorvível P(L/DL)LA 70:30 é relativamente baixa, na faixa de 56 a 58 °C, e tal temperatura é facilmente atingida durante a usinagem. Como não existem informações disponíveis acerca da usinagem deste polímero, os ensaios serão conduzidos iniciando-se com a menor velocidade de corte disponível na máquina-ferramenta, e esta será gradativamente aumentada de forma que não traga problemas na qualidade final das peças usinadas.

2.3.3.4 Ângulos da ferramenta

Carr e Feger (1993) apresentaram um modelo (Fig.2.20) para explicar a reação de polímeros durante a usinagem com a variação do ângulo de saída da ferramenta.

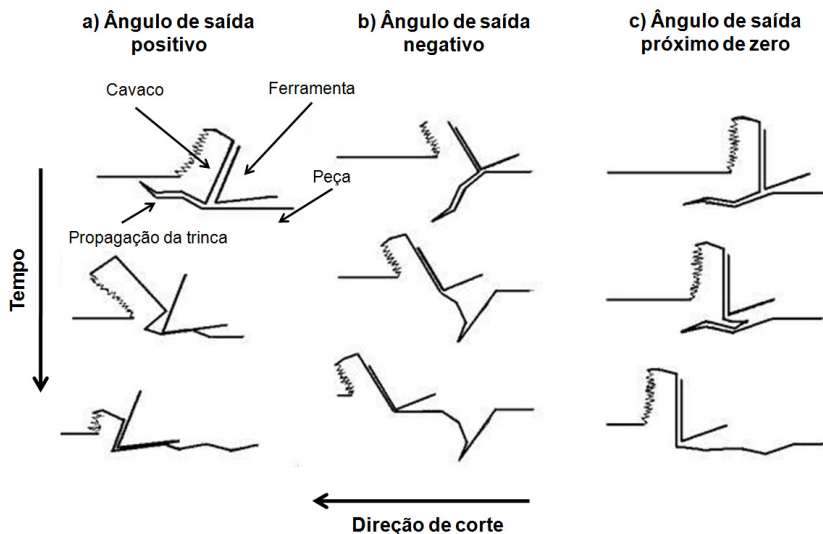


Fig. 2.20 – Mecanismos de formação do cavaco em função da variação do ângulo de saída da ferramenta (CARR; FEGER, 1993).

Em materiais frágeis, utilizando ângulos positivos, quando as tensões compressivas induzidas pelo gume da ferramenta ultrapassarem a resistência ao escoamento do polímero, as trincas se propagam na direção do plano de cisalhamento (Fig.2.20 - a). É importante notar que este modelo assume que as trincas são originárias e se propagam através do campo compressivo à frente da ferramenta. Trincas formadas no campo de tração, por trás do gume de corte, possuem características de propagação diferentes.

Com ângulo de saída negativo, a trinca se propagará para camadas inferiores do material (Fig.2.20 – b). O cavaco formado nesta situação será curto, tendendo a ser arrancado da superfície. Os cavacos produzidos por um ângulo de saída próximo de zero (Fig.2.20 – c), assim como os cavacos de ângulos positivos, são longos com bordas lisas e indicam uma remoção relativamente limpa de material.

2.3.3.5 Material da peça

As propriedades físicas e químicas de todos os materiais exercem influência sobre o acabamento da superfície e precisão dimensional de um produto (XIAO; ZHANG, 2002). Na usinagem de certas classes de polímeros, as propriedades do material são fatores limitantes na determinação da precisão do produto e na qualidade do acabamento da superfície. Devido ao seu comportamento visco-elástico, é difícil descobrir a relação entre a usinabilidade e as propriedades dos materiais (CARR; FEGER, 1993).

Alguns estudos a respeito da usinagem de polímeros procuraram investigar a relação das propriedades do material, tais como temperatura de fusão e transição vítrea, viscosidade e tempo de relaxamento, com o acabamento da superfície das peças. Por exemplo, Smith (1989) analisou o efeito da temperatura de transição vítrea (T_g) na qualidade da superfície de termoplásticos amorfos. O autor concluiu que, para operações de torneamento, a temperatura de transição vítrea é aquela que mais influencia na rugosidade do material. Ele afirma que, se a

temperatura de usinagem atingir a de transição vítrea, um bom acabamento pode ser obtido, pois o material apresentará ductilidade elevada. A temperatura de transição vítrea é a propriedade do polímero onde ocorre a passagem do estado vítreo para um estado amolecido, sem ocorrência de uma mudança estrutural. Assim, em temperaturas abaixo da T_g , a mobilidade das cadeias macromoleculares desaparece, e o material torna-se mais rígido, e em temperaturas próximas da T_g o material torna-se mais dúctil (MICHAELI, 1995).

Carr e Feger (1993) descrevem a teoria da viscoelasticidade de polímeros pela maneira que o material responde a uma perturbação. A descrição pode ser dada com a variação do tempo ou da temperatura. A uma dada temperatura, todo polímero tem um tempo de resposta fixo que está relacionado com a soma das vibrações, movimentos de rotação e de translação de suas moléculas. Essas características de tempo são definidas como tempo de relaxamento. Se o distúrbio ocorrer em uma taxa mais elevada, a resposta será elástica e o polímero irá reagir como um sólido. Se a perturbação é aplicada de modo muito mais lento que o tempo de relaxamento, a resposta será a deformação plástica. O material irá fluir como um líquido para acomodar a força aplicada. Em tempos intermediários, o polímero exibe ambos os tipos de respostas em diferentes graus, resultando em uma superfície com imperfeições. Tal resposta é chamada de reação visco-elástica. A partir desta simples descrição, segue-se que diminuir a velocidade em que a perturbação é aplicada dá ao polímero mais tempo para se recuperar e, neste caso, o polímero parece ser mais macio e dúctil quando usinado em velocidades inferiores.

As propriedades específicas dos polímeros determinam, normalmente, a qualidade final que se pode obter através de uma operação de usinagem em geral. Este fato é ainda mais relevante para a usinagem do polímero biorreabsorvível em questão, visto que principalmente a qualidade da superfície depende do sucesso na escolha das condições de corte adequadas. Em ensaios de usinagem preliminares com este polímero, foi observado que as propriedades térmicas exercem grande influência sobre a qualidade da superfície e determinam a qualidade final de trabalho possível de se obter. Devido a isto, além do efeito da variação dos parâmetros de corte

anteriormente discutidos sobre a qualidade das peças usinadas, também as características específicas do referido material devem ser levadas em conta para alcançar os objetivos deste trabalho.

2.3.3.6 Material da ferramenta

As ferramentas de corte, além das características geométricas, também devem satisfazer características físicas e mecânicas, como elevada dureza a frio e a quente, elevada tenacidade, resistência à abrasão, estabilidade química, além de se exigir facilidade de obtenção a preços econômicos (STEMMER, 1995).

Apesar do grande número de materiais de corte disponíveis, nenhum deles possui todas as qualidades no mais alto grau. Desta forma, a escolha da ferramenta de corte deve ser feita verificando-se, para cada trabalho específico, quais as exigências primordiais e quais as secundárias, de modo a se poder escolher a ferramenta de material mais adequado ao caso (STEMMER, 1995).

Na usinagem de polímeros termoplásticos, as ferramentas mais frequentemente utilizadas são as de aço rápido (MICHAELI, 1995). Para polímeros termorrígidos e reforçados com fibra de vidro são usadas ferramentas de metal duro (MICHAELI, 1995). Na usinagem de peças que necessitam elevada qualidade da superfície, tais como em lentes ópticas fabricadas de polímeros, as ferramentas de corte mais indicadas são as de diamante (GRABCHENKO et al., 2001).

Embora os constantes desenvolvimentos na área de materiais para ferramentas, o aço-rápido ainda encontra larga utilização. A possibilidade de transformação e sua usinabilidade fazem com que o aço-rápido seja apropriado para a fabricação de ferramentas complexas. As ferramentas de aço-rápido são também muito usadas em materiais que não apresentam grandes dificuldades de usinagem e principalmente em pequenas produções devido sua relação favorável de custo/benefício (STEMMER, 1995). As vantagens do aço-rápido são a

tenacidade, alta resistência à quebra, fácil manuseio e baixo preço. A alta tenacidade e fácil afiação permitem gumes muito afiados e delgados (WEINGAERTNER; SCHROETER, 1990). A principal desvantagem da utilização de aços-rápidos é a impossibilidade de se trabalhar em altas velocidades de corte, onde o desgaste da ferramenta torna-se muito elevado (STEMMER, 1995).

As ferramentas de metal duro apresentam dureza a quente, resistência ao desgaste e tenacidade, combinação essa possível de obter-se pela variação da sua composição. É um produto da metalurgia do pó, designado também como carboneto de tungstênio sinterizado. Os seus constituintes fundamentais são intimamente misturados na forma de pós e submetidos a um processo de compressão, sinterização e retificação, resultando num produto com características de elevada resistência mecânica, dureza e tenacidade adequadas para emprego em ferramentas de corte (FERRARESI, 1970).

O diamante monocristalino tem mostrado uma crescente importância como material de ferramenta na indústria de fabricação nos últimos cinquenta anos. Graças à sua elevada dureza e resistência ao desgaste, baixo coeficiente de dilatação térmica e baixo coeficiente de atrito, este tipo de ferramenta mostrou-se adequado à produção de grandes séries com qualidade da superfície e de forma excelente. Um dos campos de aplicação mais conhecidos é o da fabricação de peças para a indústria óptica, eletrônica e mecânica. Nestas áreas, onde existem grandes exigências quanto à macrogeometria e microgeometria do gume aliadas a uma longa vida da ferramenta, apenas o diamante monocristalino é cogitado como material de corte (KÖNIG et al., 1991 - BURMAN et al., 1991 – apud SCHROETER, 1997). Embora os diamantes possam ser tanto naturais quanto sintéticos, e a qualidade dos diamantes sintéticos possa atualmente ser considerada excelente, até o momento praticamente somente os diamantes monocristalinos naturais têm demonstrado uma importância econômica na usinagem de peças com ferramentas de geometria definida (KÖNIG, 1990).

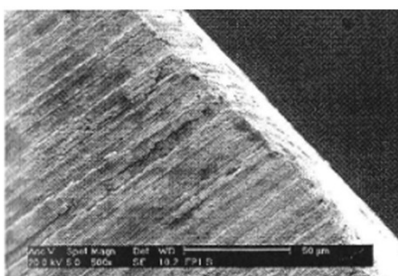
O diamante policristalino pode ser usado na usinagem de metais leves, cobre, latão, bronze, estanho, diversos polímeros, asbesto, carvão, grafite e metal duro pré-sinterizado. Não só

serve para operações de acabamento, mas também para operações de desbaste. Na usinagem com diamante policristalino, obtém-se excelente acabamento superficial, não ocorre tendência à adesão, reduzem-se as forças de corte e possuem elevada resistência ao desgaste. Ferramentas de diamante policristalino podem ser soldadas em hastes ou fixadas mecanicamente em porta-ferramentas padronizados, pois podem ter a forma e as dimensões das pastilhas comerciais de metal duro. Como desvantagem as ferramentas de diamante apresentam maior custo de aquisição; não podem ser usadas na usinagem de aços, devido à afinidade do carbono com o ferro e apresentam elevada fragilidade necessitando de cuidados especiais para seu manuseio (STEMMER, 1995).

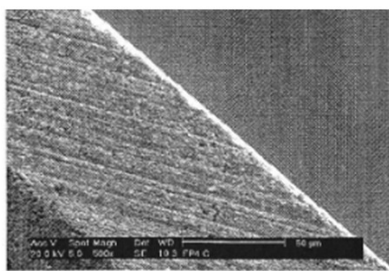
O diamante é um material dos superlativos com relação às suas características mecânicas, térmicas e ópticas. De todos os materiais conhecidos, ele tem a maior dureza e resistência ao desgaste, o maior módulo de elasticidade e a maior capacidade de transmissão de calor. Em função da grande densidade atômica e resistência ao desgaste, é possível fabricar ferramentas de diamante cujos gumes de corte têm um alto grau de afiação não obtenível em nenhum outro material conhecido. Os baixos coeficientes de atrito, aliados a uma excelente capacidade de transmissão de calor, fazem com que os danos causados por excesso de calor na região de corte sejam, em grande parte, evitados, enquanto que o baixo coeficiente de dilatação térmica diminui os erros de forma causados por variações dimensionais da ferramenta para as variações na temperatura (BURGHARDT, 1991 – apud SCHROETER, 1997).

O grau de afiação do gume de uma ferramenta indica o grau de perfeição que possui o gume da ferramenta, próximo das superfícies de saída e de incidência. Esta qualidade está associada à presença de microlascamentos e ao raio do gume em si. A Fig. 2.21 ilustra os gumes de quatro ferramentas. Nota-se que as ferramentas afiadas com rebolo (aço-rápido, metal duro e cerâmica) possuem maior grau de microirregularidades em relação às de diamante monocristalino (MORA, 2000). A afiação do gume de corte da ferramenta é importante na obtenção de boas qualidades na superfície da peça (PORTO, 2004). Na pesquisa realizada por Mora (2000), o autor observou que as marcas e os riscos apresentados nos gumes das

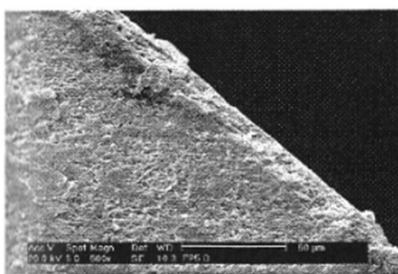
ferramentas são reproduzidos de forma muito nítida sobre a superfície usinada. Para cobrir as necessidades de diferentes ensaios de usinagem com geometrias variadas, indispensáveis para esta pesquisa, serão utilizadas ferramentas de aço-rápido na forma de bits e de pastilhas de diamante policristalino soldados em haste de metal. Estas foram selecionadas devido ao seu bom desempenho na usinagem de polímeros, como foi visto anteriormente, e à relativa facilidade na obtenção das geometrias desejadas.



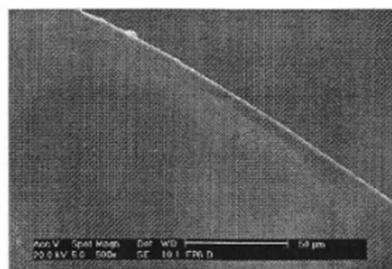
a) Aço rápido



b) Metal duro



c) Cerâmica



d) Diamante monocristalino

Fig. 2.21 – Imagens MEV da aparência dos gumes de diferentes ferramentas (MORA, 2000).

2.3.3.7 Máquina-ferramenta

O efeito da rigidez da máquina-ferramenta na textura da superfície é particularmente visível na superfície produzida. A máquina-ferramenta deve suportar rigidamente a peça e a

ferramenta de corte; deve ser projetada, construída e mantida para minimizar tendências de vibrações, deve ter força e rigidez suficiente para gerir eficazmente forças de corte (SME, 1987a).

Movimentações indesejáveis entre a peça e a ferramenta, causadas por problemas da árvore ou das guias, pelas vibrações do avanço, comportamento térmico da máquina, deformações da estrutura da máquina devido ao peso próprio ou das forças de usinagem, comportamento dinâmico relacionado a vibrações e outros fatores, podem ter um grande impacto sobre a rugosidade, qualidade de forma ou dimensional da peça produzida. Em razão disto, como exigências para uma máquina-ferramenta, devem ser considerados o isolamento de vibrações, estabilidade térmica, rigidez, precisão de forma e de posicionamento, repetibilidade e resolução (GENTRY, 1984).

2.3.3.8 Fluido de corte

Na usinagem de polímeros, assim como em outros materiais, o processo de corte varia com a temperatura de trabalho. O tipo de cavaco formado pela usinagem varia com o aumento da temperatura que ocorre durante a usinagem. A temperatura de fusão e degradação dos polímeros é relativamente baixa. Consequentemente, a oxidação em termorrígidos e a fusão em termoplásticos podem ocorrer devidas ao calor gerado pela usinagem. Os fluidos de corte utilizados para resfriar a área de corte durante a usinagem de polímeros podem degradar esses materiais, assim, a sua utilização deve ser evitada sempre que possível. Os constituintes ativos quimicamente devem ser antes examinados para se evitar qualquer efeito de contaminação na superfície da peça (SALLES; GONÇALVES, 2003).

2.4 Considerações sobre a revisão bibliográfica

Com base no que foi apurado na leitura em documentos e também em contato com profissionais da área da saúde,

constatou-se que existe um grande interesse no desenvolvimento de novos produtos e tecnologias para polímeros biorreabsorvíveis. Entretanto, na revisão bibliográfica realizada, verificou-se que o comportamento do polímero P(L/DL)LA 70:30 frente ao processo de autorreforço, para a melhoria de suas propriedades mecânicas, não foi esclarecido e poucos trabalhos foram publicados (CLAES et al., 1996; MORITA et al., 2006). Nestes trabalhos, os autores apresentaram somente os níveis de resistência mecânica alcançados após o autorreforço, sem revelar as condições e demais características do processamento. É conhecido na literatura que diferentes razões de autorreforço resultam em diferentes valores de resistência mecânica. Conhecer os níveis de resistência mecânica obtidos é essencial para determinar a área de aplicação deste biomaterial. A qualidade da superfície das barras, o diâmetro e a circularidade são efeitos do processamento, dependendo do nível apresentado, esses podem não ser adequados para a fabricação dos parafusos pretendidos neste trabalho, utilizando a usinagem como processo final.

Verificou-se também que são poucos os trabalhos já realizados na área da usinagem de polímeros biorreabsorvíveis. Somente foram encontrados trabalhos utilizando processos especiais de usinagem, principalmente em técnicas de modificação de superfície, tais como, microusinagem a laser (KURELLA; DAHOTRE, 2005) e litografia (RATNER; BRYANT, 2004). Aspectos relevantes da tecnologia de usinagem com ferramenta de corte de geometria definida são praticamente inexistentes. O conhecimento sobre o comportamento do material frente ao processo de usinagem se faz necessário para a obtenção dos implantes na sua qualidade final, tanto sob o aspecto de geometria quanto de propriedades mecânicas.

A metodologia proposta no presente trabalho propõe como contribuições a caracterização mecânica, a avaliação das condições de corte e seus efeitos sobre a qualidade final das peças e a fabricação de implantes biorreabsorvíveis utilizando o processo de usinagem. Trata-se de uma nova tecnologia, a qual está sob processo de patenteamento. Portanto, os valores utilizados nos experimentos não serão revelados. A partir das informações colhidas na revisão bibliográfica aqui exibida, foram identificadas as principais características necessárias para o

sucesso de um implante aplicado na fixação de fraturas. Foram, então, definidas as etapas experimentais, descritas no capítulo a seguir, realizadas com o intuito principal de fornecer os subsídios necessários para a fabricação de implantes com propriedades mecânicas seguras e qualidade dimensional e de superfície necessárias para o estímulo da regeneração óssea.

3 MATERIAIS, EQUIPAMENTOS E MÉTODOS

Neste capítulo serão descritos os materiais, equipamentos e métodos utilizados para atingir os objetivos propostos no capítulo 1. Com os experimentos efetuados nesta seção, buscou-se o desenvolvimento de um processo alternativo usando a usinagem como etapa final para a fabricação de parafusos autorreforçados aplicados na fixação de fraturas craniofaciais. Esta nova tecnologia visa suprir os erros e desvantagens relacionados ao atual processo de fabricação de tais dispositivos.

Com respeito aos ensaios experimentais, esses foram divididos em cinco etapas:

- ✓ 1ª Etapa - Injeção e testes mecânicos de barras cilíndricas não autorreforçadas;
- ✓ 2ª Etapa - Autorreforço e testes mecânicos destas barras;
- ✓ 3ª Etapa - Ensaios de torneamento cilíndrico e avaliação das superfícies usinadas;
- ✓ 4ª Etapa – Fabricação por usinagem de parafusos e avaliação destes componentes;
- ✓ 5ª Etapa – Caracterização das propriedades mecânicas e de massa molar dos parafusos.

A primeira etapa consistiu na fabricação por processo de injeção de barras cilíndricas com geometria e propriedades mecânicas necessárias para posterior processo de autorreforço. Testes mecânicos foram realizados para a caracterização dos níveis de resistência mecânica das referidas barras.

A segunda etapa consistiu no autorreforço das barras fabricadas anteriormente na etapa de injeção. Utilizando dispositivo especialmente desenvolvido para esta série de ensaios e sob diferentes razões de redução, velocidades e temperaturas de processamento, as barras injetadas foram submetidas à deformação em estado sólido para a melhoria de suas propriedades mecânicas. Novamente, testes mecânicos foram efetuados para a caracterização das propriedades mecânicas das barras autorreforçadas.

A terceira etapa possibilitou colher as primeiras informações sobre as reações das barras autorreforçadas frente ao processo de usinagem. Foram feitos experimentos de torneamento cilíndrico variando a velocidade de corte, avanço, profundidade de corte, material e geometria da ferramenta, com e sem aplicação de fluido de corte. Avaliações qualitativas e quantitativas foram realizadas para a caracterização da qualidade e das superfícies obtidas.

Na quarta etapa, tendo como base as informações colhidas na etapa anterior de torneamento cilíndrico, foram realizados experimentos para a geração do perfil de rosca e fabricação dos primeiros parafusos biorreabsorvíveis utilizando a usinagem como processo final. Também foram realizadas análises qualitativas e quantitativas para a caracterização dos implantes usinados.

Finalmente, na quinta etapa, foram aplicados procedimentos exigidos pela ANVISA e demais órgãos reguladores internacionais para caracterizar as propriedades mecânicas e de massa molar dos parafusos obtidos na etapa anterior. Efetuaram-se testes mecânicos de resistência ao cisalhamento, torque de ruptura e arrancamento. Para a análise da massa molar, valeu-se da técnica de Cromatografia de Permeação em Gel (GPC). Os resultados apresentados pelos parafusos usinados foram comparados com valores exibidos por um implante disponível no mercado, fabricado pelo processo de moldagem por compressão.

A seguir, são descritos os materiais, equipamentos e métodos utilizados para a realização deste trabalho.

3.1 Matéria-prima

A matéria-prima usada na fabricação dos implantes biorreabsorvíveis, objeto do presente trabalho, foi o polímero Poli(L-co-D,L ácido láctico), na proporção 70:30 sob forma de grânulos. Este material apresenta cinética de degradação adequada para a fixação de fraturas (MOTTA; DUEK, 2007).

O referido material foi produzido por pesquisadores da PUC – Sorocaba – SP. A T_g^{13} do material situou-se na faixa de 55-58 °C. O valor de massa molar ponderal média para a síntese realizada, foi da ordem de 295.000 gramas/mol e índice de polidispersão (M_w/M_n) de 2,2. Com a combinação do L-ácido láctico e do D,L-ácido láctico, obteve-se um produto com propriedades mecânicas adequadas às necessidades de aplicações craniofaciais. Após síntese, a matéria-prima foi submetida à secagem por período de uma hora à temperatura de 45 °C sob vácuo em estufa a vácuo. Esta secagem visou a remoção da umidade para posterior produção das barras cilíndricas utilizando o processo de injeção, como descrito a seguir.

3.1.1 Produção das barras

As barras foram preparadas em uma mini-injetora marca AB Plastic Injectors, modelo AB-300. Para assegurar a qualidade na superfície e a uniformidade de geometria das barras, foram desenvolvidos dois moldes bipartidos, ambos de aço inoxidável. A temperatura de injeção foi de 155 °C. O molde foi pré-aquecido à temperatura de 30 °C utilizando resistências elétricas, de forma a facilitar a moldagem das barras. A pressão de injeção foi de 1,10 MPa e o tempo de recalque foi de 90 s. Foram fabricados dois grupos de barras cilíndricas, um grupo com diâmetro de 4,5 mm e 70 mm de comprimento e outro com diâmetro de 12,5 mm e 50 mm de comprimento. O primeiro grupo foi submetido somente à análise de resistência mecânica. O segundo grupo foi submetido primeiramente ao processo de autorreforço e posteriormente aos testes mecânicos. Para facilitar o processamento, o segundo grupo foi projetado com uma redução no diâmetro para 4 mm, como ilustra a Fig. 3.1. Nas seções seguintes, serão descritos os procedimentos utilizados para o

¹³ Temperatura de transição vítrea.

autorreforço (seção 3.3) e testes mecânicos (seção 3.4) das barras produzidas nesta série de ensaios.

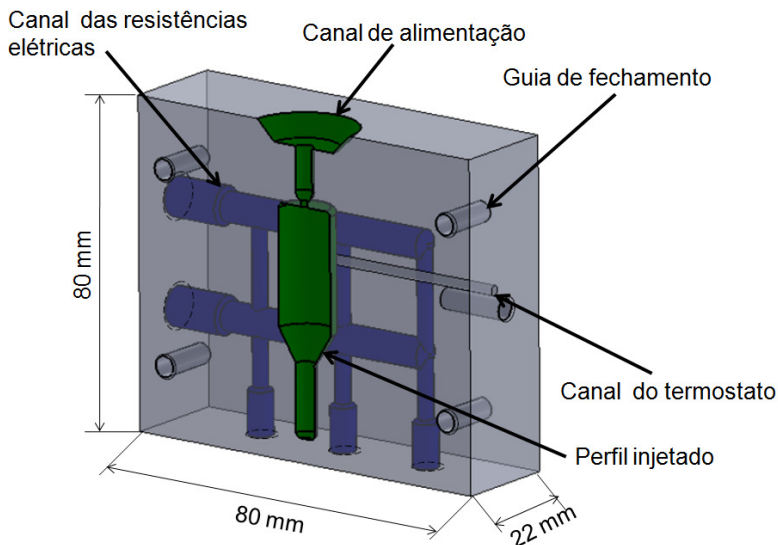


Fig. 3.1 – Imagem 3D do molde bipartido utilizado para a produção das barras cilíndricas. Fabricado em aço inoxidável, com temperatura de injeção de 155 °C e temperatura do molde de 30 °C.

3.2 Processo de autorreforço

O objetivo principal do autorreforço foi de aumentar a resistência mecânica das barras injetadas. O objetivo secundário foi de obter barras que apresentassem qualidade e geometria suficientes para serem usinadas. Para isto, foi necessário o desenvolvimento de um dispositivo especial. Fabricado em tubo de aço inoxidável, o dispositivo foi fixado no cabeçote móvel da máquina de testes. Na parte inferior, foi acoplada uma fiera também de aço inoxidável e que foi aquecida por resistências elétricas de 300 Watts. Um controlador eletrônico foi utilizado para monitorar a temperatura. A fiera apresentou um ângulo de redução de 30° e diâmetro na saída de 4,5 mm. Os testes foram

conduzidos em diferentes condições de processo: razão de redução, temperatura de processo e velocidade de deslocamento. A Tab. 3.1 mostra um resumo das condições de processo utilizadas na presente série de ensaios.

Tab. 3.1 – Condições de ensaios de autorreforço.

Razão de autorreforço (SR)	Temperatura de processo (°C)	Velocidade de processo (mm/min)
A; B; C	<T _g ; T _g ; >T _g	V ₁ ; V ₂ *
*V ₂ = 2V ₁		
< - menor		
> - maior		

As barras foram introduzidas na fieira e fixadas nas garras inferiores da máquina de testes. Com o movimento ascendente do cabeçote, o material foi forçado a fluir pela fieira, induzindo assim o autorreforço (SR). Neste experimento, utilizou-se uma máquina universal de ensaios da marca EMIC – modelo DL3000. A Fig. 3.2 exibe a configuração do equipamento utilizado para os testes de autorreforço.

A razão de redução foi calculada com auxílio da Eq. 3.1. Em que SR = autorreforço (Self Reinforced).

$$SR = \frac{\text{diâmetro inicial}^2}{\text{diâmetro final}^2} \quad \text{Eq. 3.1}$$

(Tormälä et al., 1998)

Após autorreforçadas, as barras foram submetidas a testes mecânicos para a avaliação das mudanças nas suas propriedades mecânicas, como apresentados nas seções 3.4 e 3.5.

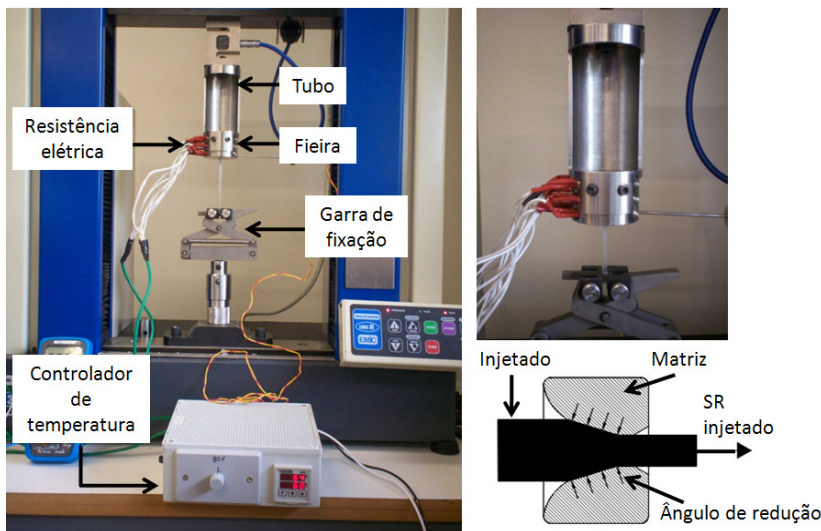


Fig. 3.2 – Imagem do dispositivo de autorreforço. Fabricado em aço inoxidável AISI 304, fieira com ângulo de redução de 30°. Aquecido com resistências elétricas controladas eletronicamente.

3.2.1 Resistência e módulo em flexão

Ensaio mecânicos foram realizados para investigar o comportamento em flexão das barras. Obtiveram-se informações sobre a resistência e módulo de elasticidade em flexão. Os testes foram realizados baseados na norma ASTM D790-03 – Standard Test Methods for Flexural Properties of Unreinforced and Reinforced Plastics and Electrical Insulating Materials (2003). Utilizando um dispositivo de carregamento em três pontos (Fig. 3.3), o carregamento máximo ocorreu exatamente na metade da distância entre os dois apoios fixos. A distância “L” entre os suportes foi de 40 mm. O raio dos suportes foi de 5 mm.

O diâmetro das barras ensaiadas foi de 4,5 mm e a velocidade de deslocamento do cabeçote foi de 10 mm/min, conforme descrito na literatura (POHJONEN et al., 1997 – SHIKINAMI; OKUMO, 2001). Com isso, os resultados obtidos nos ensaios podem ser comparados com resultados publicados de experiências similares com barras poliméricas. As amostras

foram ensaiadas e os valores médios e os desvios padrão calculados. Os ensaios foram conduzidos em temperatura ambiente (23 ± 2 °C) utilizando uma máquina universal de ensaios marca EMIC – modelo DL3000, com célula de carga de capacidade máxima de 5 kN.

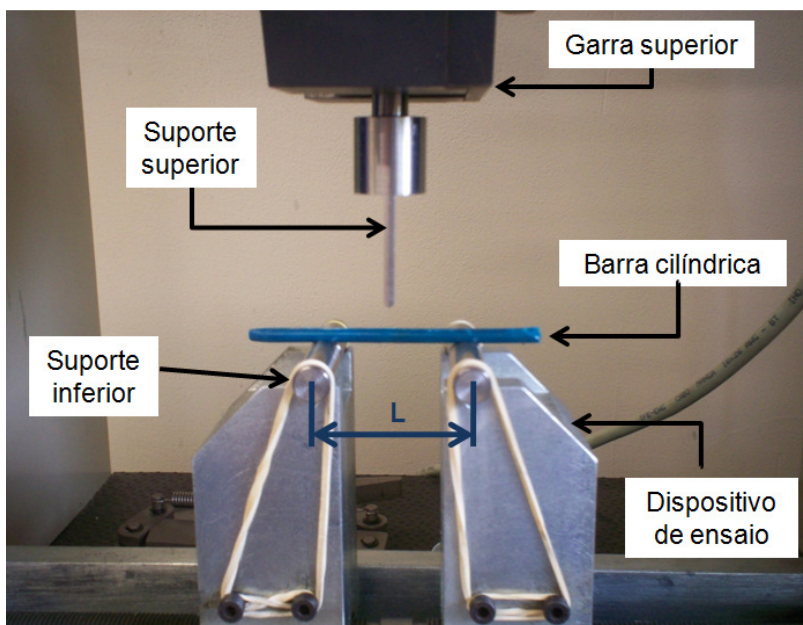


Fig.3.3 - Imagem do dispositivo para ensaios de flexão de três pontos (ASTM D790). Distância entre apoios $L = 40$ mm, velocidade de deslocamento de 10 mm/mim.

A resistência em flexão expressa em megapascal (MPa) foi calculada de acordo com a equação 3.2:

$$\sigma_f = \frac{8.F_m.L}{\pi.d^3} \quad (\text{Eq. 3.2})$$

(ASTM D790-03)

Em que:

σ_f = Resistência em flexão (MPa)

F_m = Força máxima aplicada (N)

L = Distância entre os suportes fixos (mm)

d = Diâmetro da barra (mm)

O módulo de elasticidade foi calculado, como:

$$E = \frac{4 \cdot L^3}{3 \cdot \pi \cdot d^4} \cdot \left(\frac{\Delta F}{\Delta x} \right) \cdot \frac{1}{1000} \quad (\text{ASTM D790-03})$$

(Eq. 3.3)

Em que:

E = Módulo de elasticidade em flexão (GPa)

$\Delta F / \Delta x$ = Coeficiente angular (N/mm)

L = Distância entre os suportes (mm)

d = Diâmetro da barra (mm)

3.2.2 Ensaios de dureza

Os valores de dureza foram obtidos em escala Shore D. A dureza Shore pode ser definida como a resistência que a superfície do material oferece à penetração de um corpo de forma pré-determinada sob uma carga de compressão definida. A avaliação da dureza foi realizada conforme norma ASTM D2240-05 – Standard Test Method for Rubber Property – Durometer Hardness (2005), utilizando um durômetro da marca WULTEST SD300 com indicador digital modelo GS-702. Para a realização dos ensaios, foi utilizada uma massa-padrão de 5 kg e tempo de compressão de 1s. Foram efetuadas cinco medições em posições distintas nos corpos de prova. O penetrador possuía

um formato pontiagudo, com ângulo de ponta de 30°, raio de 0,1 mm e diâmetro de 1,25 mm.

Após estas duas séries de ensaios de caracterização das propriedades mecânicas, as barras autorreforçadas foram submetidas à primeira série de experimentos de usinagem, utilizando os procedimentos descritos a seguir.

3.3 Usinagem e qualidade da superfície das barras autorreforçadas

Os objetivos desta primeira série de experimentos de usinagem foram de obter as primeiras informações sobre o comportamento do polímero frente ao processo, indicando as condições que determinam qualitativamente e quantitativamente a natureza da superfície usinada. Para isto, utilizou-se o torneamento cilíndrico para produzir peças com boa integridade geométrica sob condições de corte variadas. As amostras produzidas foram usinadas com diâmetro de 3,0 mm e comprimento de 8 mm.

A máquina-ferramenta utilizada foi um torno de precisão modelo EKM-200 do fabricante KART. Este equipamento é adequado para a fabricação de peças de pequena dimensão e elevada tolerância dimensional. Construído com base e mancais de ferro fundido, proporciona elevada rigidez, estabilidade e isolamento de vibrações. Os mancais hidrostáticos garantem elevada precisão de forma, eliminando folgas porventura existentes no eixo-árvore. O carro porta-ferramenta é acionado por sistema eletro-hidráulico, o que promove a repetibilidade e a precisão geométrica das peças usinadas. Como desvantagem, a máquina apresenta limitações na variação das velocidades de corte e avanços. Para este trabalho não foi utilizado um torno CNC (Comando Numérico Computadorizado) devido aos disponíveis no mercado não atingirem o nível de precisão desejado.

Foram utilizadas ferramentas de aço rápido e diamante policristalino (PCD). Essas ferramentas foram fabricadas sob

encomenda por uma única empresa, evitando-se em parte os problemas de dispersão dos resultados devido à variação de qualidade das ferramentas entre diferentes fabricantes. Antes da realização dos experimentos, as ferramentas foram analisadas com imagens geradas em Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) (PHILLIPS-XL30), na busca de irregularidades que pudessem trazer influências negativas à qualidade dos resultados nos componentes usinados. Devido a baixa disponibilidade de matéria-prima não foram realizados ensaios com o emprego de outras ferramentas, tais como de cerâmica e metal duro, ficando este como sugestão para futuros estudos. As ferramentas de aço-rápido e PCD foram selecionadas devido aos bons resultados na usinagem de polímeros em geral.

As grandezas de influência sistematicamente analisadas foram: velocidade de corte, fluido de corte, material e geometria da ferramenta, avanço por rotação e profundidade de corte.

Como fluido de corte foi utilizado ar comprimido resfriado. Para este trabalho, como os implantes pretendidos terão sua aplicação para fins biomédicos, é imprescindível garantir a isenção de contaminação destes componentes. Os fluidos de corte disponíveis no mercado são compostos à base de produtos químicos que causam reações adversas no organismo. A ANVISA, órgão fiscalizador responsável pela aprovação e liberação comercial de tais dispositivos, exige, no caso dos implantes metálicos, que estes sejam descontaminados através de processos de passivação. O referido processo também utiliza produtos químicos para neutralizar os agentes contaminadores. No caso dos implantes biorreabsorvíveis, a aplicação do processo de passivação promove a degradação do componente. Uma alternativa seria o uso de água como fluido de corte, porém, devido à susceptividade do material à hidrólise, esta também desencadearia seu processo de degradação. Neste caso, a alternativa será usar ar comprimido e refrigerado para a remoção do calor gerado durante o processo de corte. O tratamento dado a este fluido, como remoção da umidade e controle de partículas, garante a ausência de contaminação dos implantes usinados. A vazão e a temperatura do fluido foram mantidas constantes para todos os experimentos. Os equipamentos para o tratamento do ar foram idênticos aos utilizados em consultórios médicos e odontológicos, conforme

exigências da vigilância sanitária. Um resumo das condições de corte utilizadas nesta série de ensaios é exibido na Tab. 3.2.

Tab.3.2 – Condições de corte utilizadas na primeira série de ensaios de usinagem.

Velocidade de corte (m/min)	$V_A; V_B; V_C; V_D; V_E$
Avanço de corte (mm/rot)	$f_a; f_b; f_c$
Profundidade de corte (mm)	$a_{p1}; a_{p2}; a_{p3}$
Fluido de corte	Com/sem
Material da ferramenta	Aço rápido / PCD
Raio de quina da ferramenta (mm)	0,2
Ângulo de saída γ (°)	$\gamma_a; \gamma_b; \gamma_c$
Ângulo de incidência α (°)	$\alpha_a; \alpha_b$
Ângulo de direção principal χ (°)	90

A direção de aplicação dos jatos, bem como o número de bocais utilizados, são mostrados na Fig. 3.4.

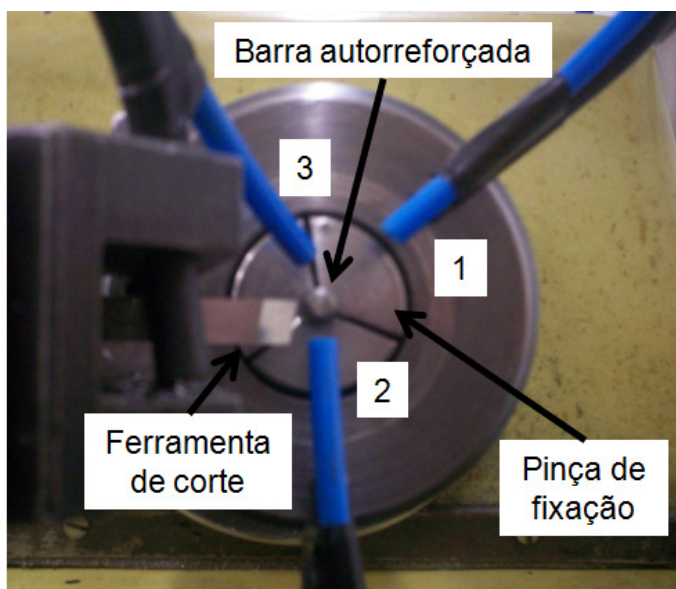


Fig. 3.4 – Imagem do local de aplicação do fluido. 1 – sobre a peça; 2 – por baixo do gume da ferramenta; 3 – por cima do gume da ferramenta.

Os valores de rugosidade das superfícies usinadas, na forma dos parâmetros R_a^{14} e R_t^{15} , foram obtidos com a utilização de rugosímetro MITUTOYO modelo SJ-201, com apalpador de diamante de forma piramidal (90°) e raio de 5 μm . O cut-off utilizado foi de 0,8 mm.

Também foram usadas imagens MEV para uma avaliação qualitativa da superfície usinada, quanto à existência ou não de trincas, falhas ou detalhes de interesse particular. Com Microanálises por Energia Dispersiva (PHILLIPS-XL30), as amostras foram avaliadas em relação a sua integridade química. Para as análises de qualidade das superfícies, foi feita uma extensa análise estatística dos resultados obtidos, de forma a garantir a confiabilidade das informações fornecidas pelo sistema de medição. A análise utilizada foi à distribuição normal ou de Gauss, verificada através do teste Qui-quadrado (MONTGOMERY, 1997). Para o monitoramento da temperatura de corte, foi utilizada uma câmera infravermelha do fabricante FLIR, modelo ThermaCAM SC500 com emissividade fixa de 0,95. Ensaios de cisalhamento foram efetuados sobre corpos de prova usinados nas diferentes condições de corte para a avaliação da influência destes sobre a resistência mecânica das amostras obtidas. A metodologia dos ensaios de resistência é descrita na seção 3.5.1. Diante dos resultados obtidos nesta primeira série de experimentos de usinagem, foram estabelecidos parâmetros que produziram as características necessárias para um implante utilizado na fixação de fraturas. Tais parâmetros foram utilizados para a realização da segunda série de experimentos “Fabricação por usinagem dos implantes”, como será descrito na próxima seção.

3.4 Fabricação por usinagem dos implantes

O objetivo desta segunda série de experimentos de usinagem foi fabricar os primeiros implantes biorreabsorvíveis

¹⁴ É a média aritmética dos valores absolutos das ordenadas de afastamento, dos pontos do perfil de rugosidade em relação à linha média, dentro do percurso de medição.

¹⁵ Corresponde à distância vertical entre o pico mais alto e o vale mais profundo no comprimento de avaliação.

utilizando o processo de usinagem por torneamento. As dimensões fabricadas correspondem a implantes tipo parafuso para uso craniofacial, conforme as seguintes normas: a) NBR ISO 5835-96 - Implantes para cirurgia - Parafusos ósseos metálicos com conexão para chave hexagonal, parte inferior da cabeça de forma esférica e rosca assimétrica - Dimensões (1996), e b) ASTM F2502-05 - Standard Specification and Test Methods for Bioabsorbable Plates and Screws for Internal Fixation Implants (2005). Os experimentos foram conduzidos utilizando a máquina-ferramenta e os parâmetros de corte estabelecidos na primeira série de experimentos de usinagem (seção 3.6). O motivo pela seleção destes parâmetros será explanado na apresentação dos resultados (seção 4.4). Na primeira parte dos experimentos, utilizando o torneamento cilíndrico, buscou-se obter a forma básica dos implantes, formada pelas geometrias de revolução: torneamento de diâmetros, chanfro e cônico. As superfícies foram geradas com geometria e velocidade de corte constante e avaliadas com paquímetro digital em relação à tolerância dimensional apresentada. Experimentos com variação na profundidade de corte, no avanço e índice de esbeltez (relação comprimento/diâmetro) foram realizados a fim de avaliar seus efeitos sobre o desvio dimensional das amostras obtidas. Ensaio de rugosidade foram efetuados como descritos na seção anterior para a avaliação dos parâmetros R_a e R_t . Na segunda parte, os experimentos foram de confecção da rosca. Buscou-se gerar um perfil de rosca triangular sobre os implantes. A Tab. 3.3 mostra as dimensões sugeridas pelas normas anteriormente citadas.

Tab. 3.3 – Dimensões e tolerâncias sugeridas pelas normas NBR ISO 5835 (1996) e ASTM F2502 (2005) para a fabricação de implantes pretendidos neste trabalho.

Diâmetro nominal (mm) $d1 \begin{smallmatrix} +0 \\ -0,15 \end{smallmatrix}$	Diâmetro menor (mm) $d2 \begin{smallmatrix} +0 \\ -0,10 \end{smallmatrix}$	Passo P (mm)	Diâmetro cabeça (mm) $d3 \begin{smallmatrix} +0 \\ -0,10 \end{smallmatrix}$	Comprimento L (mm)
1,5	1,1	0,5	2,7	3
2,0	1,3	0,6	3,6	5, 7 e 9
2,7	1,9	1,0	4,8	11

A Fig. 3.5 ilustra uma imagem da geometria dos referidos parafusos. As roscas foram geradas com condições de corte constantes. A Tab. 3.4 apresenta as condições de corte utilizadas para a geração dos perfis nesta segunda série de experimentos de usinagem.

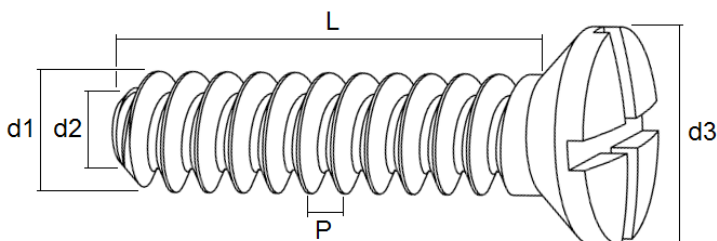


Fig. 3.5 – Dimensões dos implantes para uso craniofacial, conforme normas NBR ISO 5835 (1996) e ASTM F2502 (2005).

Tab.3.4 – Condições de corte utilizadas na segunda série de experimentos de usinagem.

Condições de corte	Superfícies de revolução	Perfil de rosca
Velocidade de corte (m/min)	V_c	V_c
Profundidade de corte (mm)	$a_{p1}; a_{p2}; a_{p3}$	a_{p1}
Avanço de corte (mm/rot)	$f_a; f_b; f_c$	-----
Ângulo de saída γ ($^\circ$)	γ_c	γ_c
Ângulo de incidência α ($^\circ$)	α_b	α_b
Ângulo de direção principal χ ($^\circ$)	90	-----
Raio de quina da ferramenta (mm)	0,2	Conforme passo de rosca
Relação L/\varnothing	1,8 a 4,5	1,8 a 4,5

Após a fabricação, os implantes foram avaliados em relação à sua qualidade dimensional com um paquímetro digital ($\pm 0,01$ mm). Também foi usado um dispositivo padrão para a verificação da tolerância obtida pelo perfil da rosca. Utilizando um projetor de perfil marca AUSFENA, modelo 320 com aumento de 10x, foram obtidas imagens para comparações do perfil da rosca. Os valores de rugosidade dos flancos das roscas usinadas, na

forma dos parâmetros R_a e R_t , foram obtidos com um rugosímetro TAYLOR HOBSON, modelo TALYSURF, com apalpador de diamante de forma piramidal (60°) e raio de $2\text{ }\mu\text{m}$. O cut-off utilizado foi de $0,08\text{ mm}$. Foram obtidas imagens MEV para uma avaliação qualitativa da superfície usinada, quanto à existência ou não de falhas ou detalhes de interesse particular. Um grupo de implantes foi esterilizado por raios gama na empresa EMBRARAD (Empresa Brasileira de Radiações) na temperatura de $25\text{ }^\circ\text{C}$, dose de 20 KGy (Kilo Grays), dosagem esta normalmente aplicada para dispositivos implantáveis. Ensaios para a caracterização das propriedades mecânicas e de massa molar foram realizados para obtenção das propriedades dos implantes antes e após o processo de esterilização.

3.5 Caracterização das propriedades mecânicas e massa molar dos implantes

Para a obtenção das propriedades dos parafusos na sua forma final, foram feitos testes baseados em normas e procedimentos descritos na literatura. Implantes comerciais¹⁶ produzidos pelo processo de moldagem por compressão também foram testados a fim de aferir e validar os procedimentos utilizados no presente trabalho. No caso dos implantes comerciais, devido ao elevado custo e pouca disponibilidade das amostras, foi usada somente uma amostra para cada tipo de teste. Para os implantes fabricados no presente trabalho, em todos os testes, cinco amostras foram ensaiadas e os valores médios e os desvios-padrão (DP) calculados. Os ensaios foram conduzidos em temperatura ambiente ($23 \pm 2\text{ }^\circ\text{C}$).

3.5.1 Teste de cisalhamento

A Fig. 3.6 apresenta o dispositivo especialmente desenvolvido (EIRADO, 2009) para a realização do teste de cisalhamento dos parafusos e das barras usinadas em diferentes

¹⁶ <http://www.inion.com>

condições de corte. As amostras foram inseridas nas peças móveis do dispositivo formando um conjunto único. Após deslocamento, a amostra foi cisalhada em três partes perpendiculares ao longo de seu eixo. Foi utilizada uma máquina universal de ensaios da marca EMIC – modelo DL3000, com célula de carga de capacidade máxima de 500 N. A velocidade de deslocamento do cabeçote foi de 5 mm/mim (POHJONEN et al., 1997 – SHIKINAMI; OKUMO, 2001). A resistência ao cisalhamento da amostra foi calculada, como:

$$\tau_{cp} = \frac{2.F_m}{\pi.d^2} \quad (\text{Eq. 3.4})$$

(POHJONEN et al., 1997)

Em que:

T_{cp} = Resistência ao cisalhamento (MPa)

F_m = Força máxima registrada (N)

d = Diâmetro da amostra ou diâmetro menor do parafuso (mm)

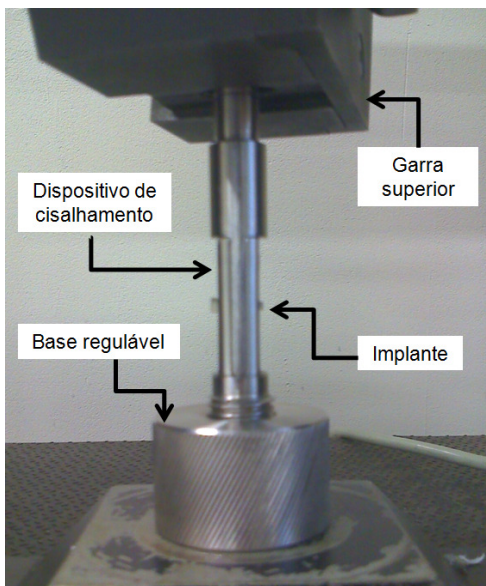


Fig.3.6 – Imagem do dispositivo de ensaio de cisalhamento (EIRADO, 2009).

3.5.2 Torque de ruptura

O torque de ruptura foi obtido conforme norma ASTM F2502 (2005). Para a realização deste ensaio, foi desenvolvido um dispositivo especial (EIRADO, 2009), como mostra a Fig. 3.7.

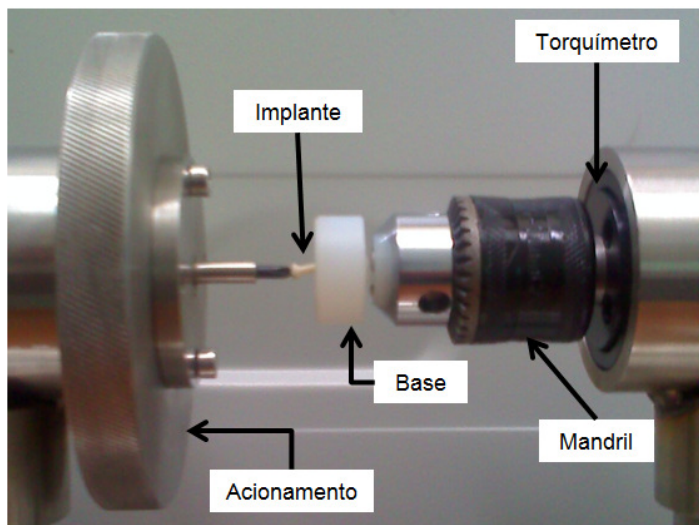


Fig. 3.7 – Imagem do dispositivo para ensaios de torção (EIRADO, 2009)

Com este dispositivo, foi possível fixar o parafuso numa extremidade e na outra ponta aplicar o torque. Três fios completos da rosca a partir da parte final da rosca ficaram expostos. O torque foi aplicado de forma que os parafusos girassem a uma velocidade angular uniforme dentro do intervalo de 1 a 2 rpm. Os valores de força máxima foram obtidos com o torquímetro digital marca MECMEKSIN, modelo AFTI e usados para calcular o torque de ruptura do parafuso de acordo com a equação abaixo:

$$\tau_t = F_m \cdot R \quad (\text{Eq. 3.5})$$

(ASTM F2502 (2005))

Em que:

τ_t = Torque de ruptura dos parafusos (MPa)

F_m = Força máxima registrada (N)

R = Raio de aplicação da força = 100 mm

).

3.5.3 Ensaio de extração

Este método foi usado para determinar a força axial necessária para falhar ou remover uma amostra de parafuso inserido em um bloco de osso bovino, baseando-se na norma ASTM F2502 (2005). Para a realização deste ensaio, foi desenvolvido um dispositivo especial (EIRADO, 2009), como destaca a Fig. 3.8. O ensaio de extração foi realizado a uma velocidade de 5 mm/min, em uma máquina universal de ensaios marca EMIC – modelo DL3000, com célula de carga de capacidade máxima de 500 N. O parafuso foi inserido 50% de seu comprimento no bloco de osso. A espessura e largura do bloco foram de 8 mm.

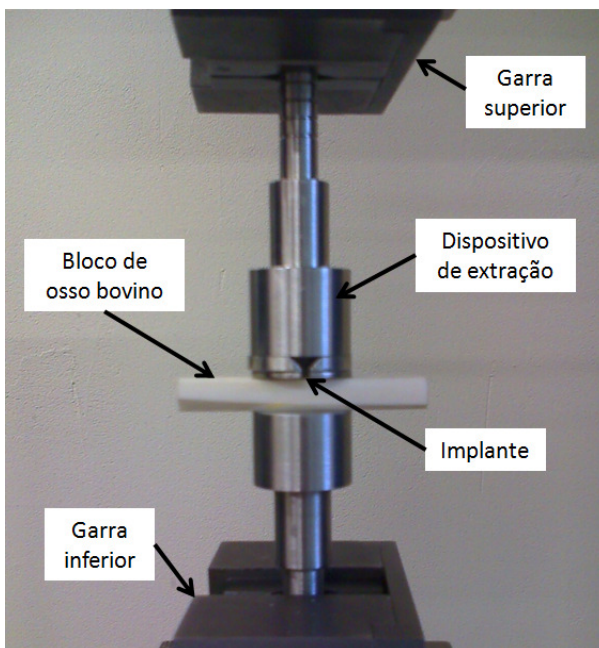


Fig.3.8 – Imagem do dispositivo para o teste de extração (EIRADO, 2009).

3.5.4 Cromatografia de permeação em gel (GPC)

A massa molar ponderal média (Mw) e o índice de polidispersão foram determinados com um cromatógrafo de permeação em gel CLWA-1, utilizando-se THF (tetraidrofurano) como fase móvel, numa concentração de 10mg/mL. As colunas utilizadas foram as de poliestireno de 10^2 , 10^4 e 10^5 nm e detector de índice de refração diferencial, Waters 410. As avaliações foram realizadas pelos técnicos do Laboratório de Biomateriais da PUC-Sorocaba.

3.6 Considerações sobre os experimentos

Utilizando os procedimentos descritos ao longo deste capítulo, foram fabricados implantes tipo parafuso com qualidade necessária para aplicações craniofaciais. Inicialmente, com a realização de testes mecânicos, identificou-se que as propriedades mecânicas das barras injetadas eram aquém daquelas necessárias para a utilização como implantes na fixação destas fraturas. Com o processo de autorreforço, foi possível melhorar as propriedades mecânicas das barras injetadas. Os níveis de resistência alcançados após o autorreforço são considerados como seguros na fabricação dos implantes pretendidos. Avaliações dimensionais e da rugosidade da superfície demonstraram que é possível estabelecer condições de corte adequadas para a obtenção de implantes com características e qualidade adequadas para a interação com o tecido ósseo. As comparações entre as propriedades mecânicas e de massa molar dos implantes fabricados por diferentes processos revelaram que o implante usinado possui qualidade superior ao implante moldado.

Os resultados gerados pela pesquisa experimental são apresentados em maiores detalhes no próximo capítulo “Apresentação e Discussão dos Resultados”.

4 APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Tendo como principal fator motivador para a realização da presente pesquisa a necessidade de desenvolvimento científico e tecnológico brasileiro na área de biomateriais como forma de atender às necessidades de melhoria da saúde geral da população e de redução de custos dos materiais e processos envolvidos para sua fabricação, neste capítulo são apresentados os resultados dos experimentos realizados para a fabricação de parafusos biorreabsorvíveis a partir do polímero P(L/DL)LA 70:30 autorreforçado e a utilização da usinagem como processo final.

Para facilitar o entendimento e interpretação dos resultados obtidos, estes estão divididos em seções, de acordo com o desenvolvimento da pesquisa. Na seção 4.1, são mostrados os resultados dos testes mecânicos das barras injetadas sem processamento de autorreforço. Na seção 4.2, são exibidos os resultados das melhorias nas propriedades mecânicas das barras injetadas após o processo de autorreforço.

A seção 4.3 dispõe dos resultados da influência dos parâmetros de usinagem sobre a qualidade das superfícies geradas. Na seção 4.4, são descritos os resultados sobre a qualidade dimensional e da superfície dos primeiros parafusos biorreabsorvíveis fabricados por processo de usinagem. A seção 4.5 mostra os níveis de resistência mecânica e de massa molar alcançados pelos implantes usinados, e para finalizar, na seção 4.6, são enfatizadas as considerações finais acerca dos resultados obtidos com o desenvolvimento desta pesquisa, suas contribuições para o meio científico e tecnológico, bem como a apresentação resumida de um estudo de análise econômica preliminar a respeito da fabricação de implantes usinados.

A seguir, são apresentados os resultados obtidos com a realização desta pesquisa.

4.1 Propriedades mecânicas iniciais

Os resultados de resistência e módulo em flexão das barras injetadas sem autorreforço encontram-se na Tab. 4.1. A resistência à flexão das barras fabricadas neste trabalho foi de $113,8 \pm 9,9$ MPa e o módulo de elasticidade em flexão foi de $3,9 \pm 0,3$ GPa. Tais valores foram compatíveis aos disponíveis na literatura para amostras sem autorreforço. A Fig. 4.1 mostra um comparativo entre os dados obtidos no presente trabalho e os publicados para este biomaterial. A variação nos níveis de resistência encontrados nos diferentes trabalhos está relacionada a parâmetros estruturais do material. Características estruturais, tais como massa molar, copolimerização e ligações cruzadas, podem alterar drasticamente o seu comportamento mecânico. Como exemplo, a massa molar ponderal média (M_w) do material utilizado nesta etapa do trabalho foi de ≈ 246.000 g/mol e o índice de polidispersão (M_w/M_n) de 2,1. Nos trabalhos de Claes (1996) e Morita (2006), M_w foi de aproximadamente 523.000 e 828.000 g/mol, respectivamente. Uma investigação referente a tais características e suas influências sobre a resistência mecânica do material é importante, no entanto não foram objetivos deste trabalho.

Tab. 4.1 – Resultados dos ensaios de flexão em barras sem autorreforço.

Amostra	Resistência à flexão [MPa]	Módulo de elasticidade em flexão [GPa]
P(L/DL)LA 70/30	121,5	4,2
	104,8	3,6
	101,8	3,5
	124,0	4,0
	116,6	4,0
Média	113,8	3,9
Desvio-Padrão	9,9	0,3

Dispositivos biorreabsorvíveis aplicados em osteofixação têm sido cada vez mais aceitos na área de ortopedia e traumatologia. Atualmente, dispositivos como miniplacas e parafusos são usados rotineiramente na região crânio e

bucomaxilofacial, substituindo os dispositivos metálicos. Um dispositivo biorreabsorvível de boa qualidade deve apresentar elevada resistência mecânica inicial, promovendo, durante os estágios iniciais, uma fixação rígida, mantendo o alinhamento e uma união óssea primária com a estabilização e compressão dos ossos.

A literatura (TÖRMÄLÄ et al., 1998 – SHIKINAMI; OKUMO, 1999 - ASHAMMAKHI, 2004) sugere que, para uma fixação segura em cirurgias ósseas, a resistência mecânica do material deve aproximar-se dos valores de resistência do osso cortical. Entretanto, a estrutura do osso é dinâmica no tempo e se condiciona às tensões impostas de maneira adaptativa, os valores de suas propriedades mecânicas não são constantes de osso para osso, de indivíduo para indivíduo e, portanto, somente dados médios são obtidos. Para o osso cortical¹⁷, foram encontrados valores de resistência em flexão na ordem de 140 a 200 MPa, valores de módulo de flexão de 3 a 30 GPa (seção 2.2.3). O chamado osso trabecular¹⁸ ou osso esponjoso apresenta níveis de resistência inferiores ao cortical, sua resistência está relacionada diretamente com sua densidade (seção 2.2.3).

Como pode-se observar, os valores de resistência do polímero P(L/DL)LA 70:30 não-autorreforçado se encontram na faixa de 90 - 124 MPa (resistência em flexão) e 3,6 – 3,9 GPa (módulo de elasticidade em flexão). Os valores de resistência em flexão são claramente abaixo da resistência do osso cortical, o que os torna inadequados para sua utilização clínica. A baixa resistência implicaria na utilização de implantes de tamanhos impraticáveis, com um posterior aumento do risco de complicações (seção 2.1.2.5).

Os valores insuficientes de resistência mecânica apresentados pelo material não-autorreforçado são atribuídos ao fato de que, durante o processo de injeção, a orientação da estrutura molecular da peça moldada mostra-se desorganizada, como consequência dos movimentos moleculares quando o polímero fundido está resfriando. Este comportamento é

¹⁷ Tipo de osso compacto encontrado na periferia dos ossos longos do corpo, como fêmures e tíbias.

¹⁸ Osso que apresenta arquitetura porosa com grande relação superfície-volume, encontrado nas vértebras e no crânio.

fortemente influenciado pelos processos de escoamento e resfriamento do material que ocorrem durante a fase de preenchimento da cavidade do molde.

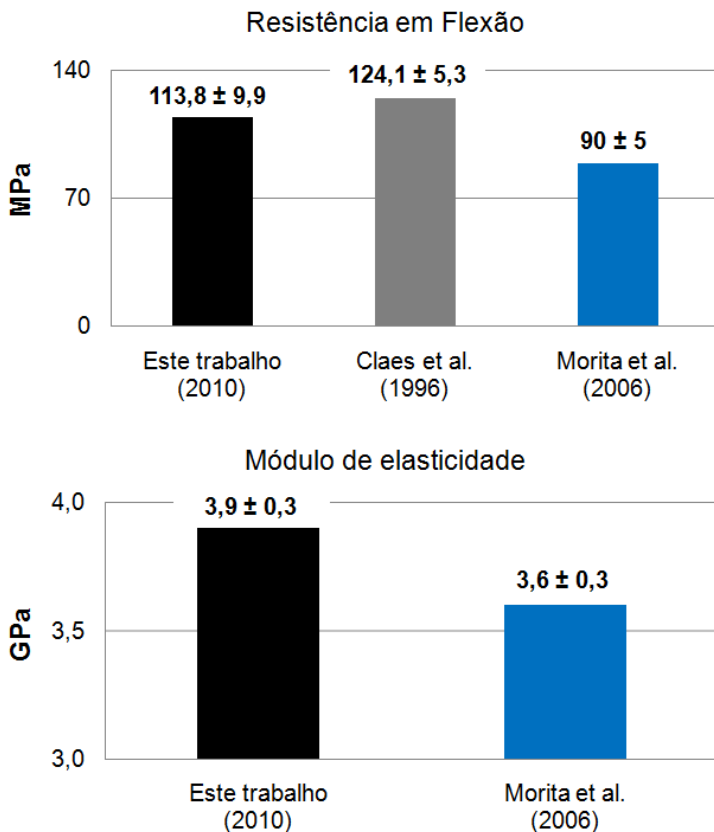


Fig. 4.1 – Gráfico comparativo entre os valores de resistência obtidos neste trabalho com os publicados na literatura para materiais não autorreforçados.

Para promover a melhoria das propriedades mecânicas destas barras injetadas, foi utilizado o processo de autorreforço. O autorreforço ocorre quando a estrutura interna do polímero é orientada em temperaturas acima da T_g e abaixo da T_m para polímeros semicristalinos e acima da T_g para polímeros amorfos. As barras injetadas foram trefiladas através de uma matriz

aquecida com dimensões menores que a original, conforme condições de processo descritas na seção seguinte.

4.2 Autorreforço e características do material

Com o processo de autorreforço (SR), a resistência e o módulo de elasticidade em flexão das barras injetadas foram aumentados em relação ao seu valor inicial. Na Tab. 4.2, são mostrados os níveis de resistência atingidos pelo material submetido a diferentes razões de autorreforço.

Tab. 4.2 – Resultados dos ensaios de flexão em barras autorreforçadas.

Amostra	Resistência em flexão [MPa]	Módulo de elasticidade em flexão [GPa]
SR-A	125,7	4,2
	131,9	4,5
	126,3	4,4
	129,7	4,5
	135,1	4,3
Média	129,7	4,4
Desvio-Padrão	3,9	0,1
SR-B	139,5	4,6
	143,8	4,8
	144,7	4,7
	145,9	4,5
	145,7	4,7
Média	143,9	4,7
Desvio-Padrão	2,6	0,1
SR-C	164,8	5,0
	166,7	5,1
	161,5	5,2
	163,8	5,2
	163,7	5,2
Média	164,1	5,1
Desvio-Padrão	1,9	0,1

O diâmetro final de todas as barras foi de 4,5 mm. A temperatura de processo utilizada foi próxima da T_g , do material, a velocidade de deslocamento foi de V_1 mm/mim. A Fig. 4.2 apresenta as curvas tensão-deformação dos materiais com e sem autorreforço. A maior resistência e o módulo de elasticidade em flexão das barras autorreforçadas em comparação com as barras somente injetadas foram evidentes e estão representados pela maior inclinação inicial da curva e da máxima tensão em flexão das barras autorreforçadas.

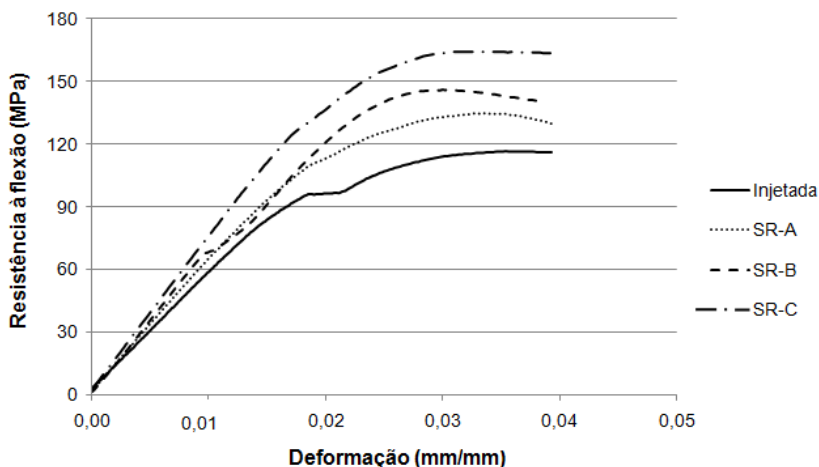


Fig. 4.2 – Curvas tensão-deformação à flexão das barras injetadas e com diferentes razões de autorreforço.

A resistência em flexão atingiu valores de $129,7 \pm 3,9$ MPa para SR-A; $143,9 \pm 2,6$ MPa para SR-B e $164,1 \pm 1,9$ MPa para SR-C. O módulo de elasticidade apresentou aumentos de 13%, 21% e 31% para SR-A, SR-B e SR-C, respectivamente. Não foi possível realizar ensaios com razões de autorreforço maiores que SR-C, pois o volume necessário para um preenchimento adequado do molde superaria a capacidade de injeção da injetora que era de 6 cm^3 . Em outras injetoras disponíveis no mercado com maior capacidade de injeção é possível realizar ensaios deste tipo com maiores razões de autorreforço.

Uma resistência de 164,1 MPa em flexão pode ser considerada o maior valor atingido para este polímero até o momento, ficando dentro da faixa de resistência aceita como segura para utilização como dispositivo na fixação de fraturas. A Fig. 4.3 demonstra um comparativo entre os dados deste trabalho e os publicados na literatura para materiais autorreforçados.

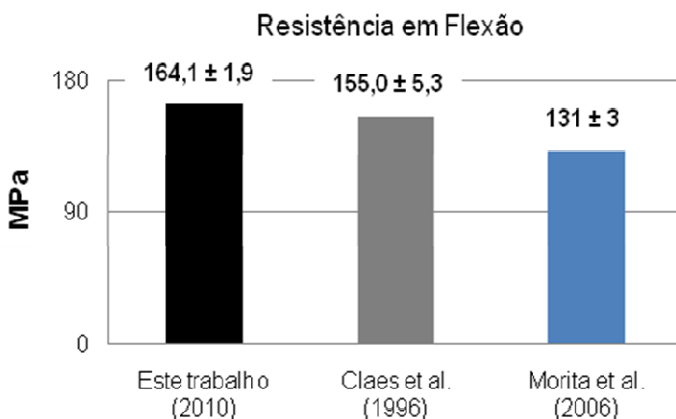


Fig. 4.3 – Gráfico comparativo entre os valores de resistência atingidos neste trabalho com os publicados na literatura para materiais autorreforçados.

Em relação ao módulo de elasticidade apropriado para um material na fixação de fraturas, sabe-se claramente dos efeitos negativos causados pela rigidez excessiva da fixação, tal como a reabsorção óssea. Por outro lado, um alto grau de instabilidade causado pela baixa rigidez da fixação é uma das principais causas da não-união dos fragmentos e afrouxamento dos dispositivos. Assim, o conceito de rigidez para a melhor fixação da fratura não está definido. Ainda não foi determinado quantitativamente o intervalo numérico do módulo de elasticidade para uma fixação com desempenho máximo. Desta forma, pode-se considerar que o material deve apresentar módulo de elasticidade inicial menor do que os materiais metálicos (110-124 GPa – como exemplo do titânio e suas ligas), mas, por outro lado, o material deve ter claramente o valor do módulo inicial

superior aos menores valores de módulo de elasticidade do osso cortical (3 GPa), como os valores atingidos neste trabalho ($5,1 \pm 0,1$ GPa para SR-C). Outra importante característica e benefício resultante do processo de autorreforço foi a mudança no mecanismo de fratura do polímero. A Fig. 4.4 mostra que durante a fratura em flexão, o material sem autorreforço apresentou fratura frágil e rompeu-se instantaneamente em diversos pedaços, enquanto que o material autorreforçado apresentou fratura dúctil. Materiais que apresentam mecanismo de fratura frágil não são recomendados para aplicação na fixação de fraturas ósseas, pois, no caso da quebra do implante, os pequenos fragmentos podem gerar o acúmulo de células gigantes e desencadear reações a corpo estranho e inflamações.

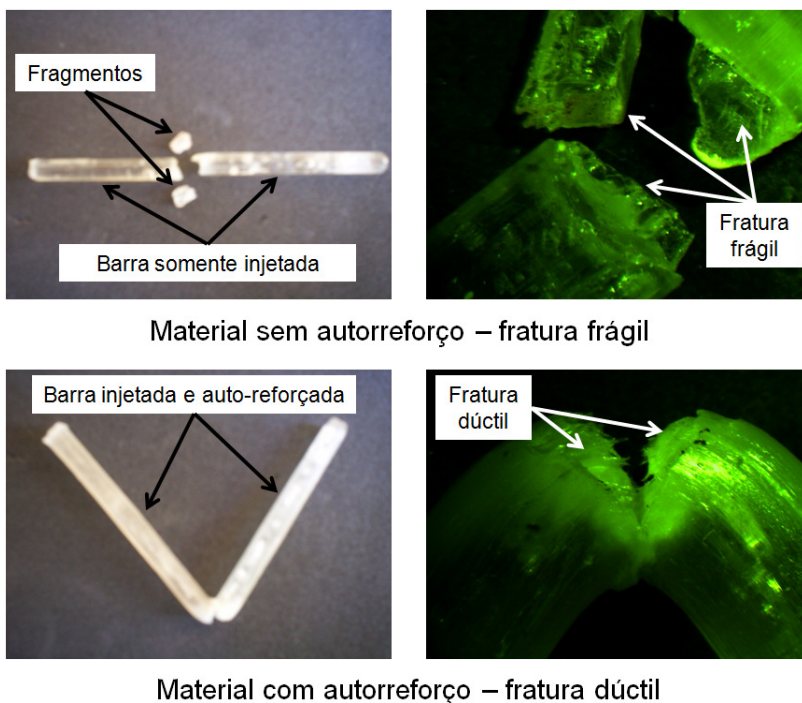


Fig. 4.4 – Imagens das fraturas em flexão. Sem autorreforço, o material apresentou fratura frágil com a quebra em vários pedaços. Com autorreforço, o material apresentou fratura dúctil.

Os elementos de autorreforço do polímero SR foram tipicamente formados por grupos de cadeias poliméricas orientadas, formando estruturas fibrilares com alto grau de orientação molecular. A Fig. 4.5 mostra a microestrutura das superfícies fraturadas do polímero injetado e autorreforçado. O material autorreforçado apresentou claramente uma microestrutura fibrilar a qual dá a esta a sua especial propriedade de resistência. A microestrutura do material injetado é típica dos polímeros termoplásticos fundidos.

Os valores de temperatura e de velocidade de deslocamento do cabeçote utilizados se mostraram adequados para o processamento do material. As barras produzidas (Fig. 4.6) apresentaram excelente circularidade e uniformidade dimensional. Também apresentaram boa qualidade com ausência de falhas, bolhas ou trincas que pudessem prejudicar a posterior usinagem e obtenção dos parafusos na sua geometria final.

Como a temperatura de transição vítrea (T_g) do material foi de 55-58 °C, um pequeno aumento na temperatura de processamento resultou num maior grau de relaxamento do material e maior fluidez deste pela matriz de autorreforço. Assim, as barras produzidas apresentaram diâmetro final inferior ao desejado (Fig. 4.7). Neste diâmetro, não seria possível a obtenção de parafusos com as dimensões pretendidas neste trabalho. Para uma temperatura inferior a T_g , o processo de autorreforço mostrou dificuldades, principalmente devido ao grande aumento da força necessária para realizar o processo, podendo levar à fratura da amostra ou ao escorregamento da garra de fixação da máquina.

Para uma velocidade de deslocamento 50 mm/min a superfície resultante exibiu grandes variações no diâmetro ao longo do comprimento. Também apresentou a formação de defeitos como acúmulo de material e crateras sobre a superfície (Fig. 4.8).

Tal fato resultou do aumento do atrito, prejudicando o rearranjo do material no momento da passagem pela fieira. A superfície obtida não foi adequada para a fabricação e obtenção dos implantes pretendidos, pois a profundidade dos defeitos ultrapassou os limites dimensionais e a possibilidade de sua remoção pelo processo de usinagem.

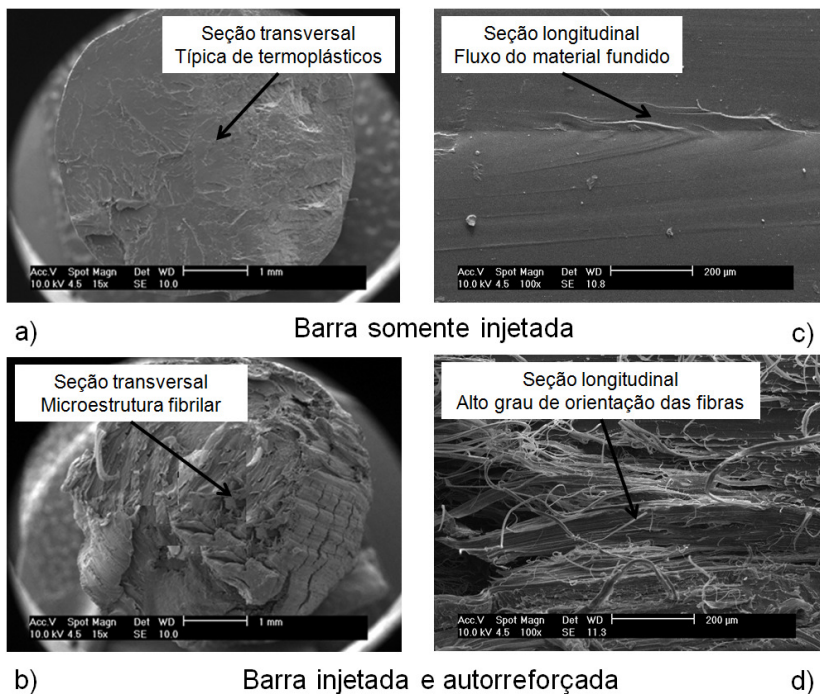


Fig. 4.5 – Imagens MEV das superfícies fraturadas. Fig. a) e b) - Seção transversal. Fig. c) e d) - Seção longitudinal.

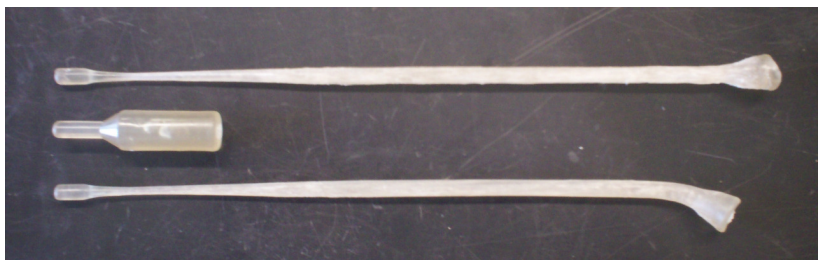


Fig. 4.6 – Imagem das barras autorreforçadas – SR-C. Apresentaram excelente circularidade, uniformidade dimensional e boa qualidade da superfície, suficientes para a realização dos posteriores ensaios de usinagem e obtenção dos implantes. A peça central refere-se à peça injetada sem autorreforço.

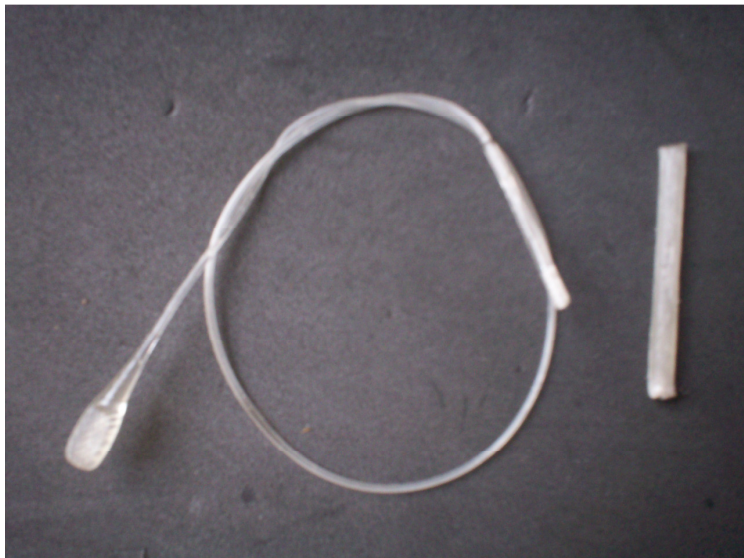


Fig. 4.7 – Imagem da barra autorreforçada com temperatura acima da T_g . O diâmetro final restante é insuficiente para a obtenção dos parafusos pretendidos neste trabalho.

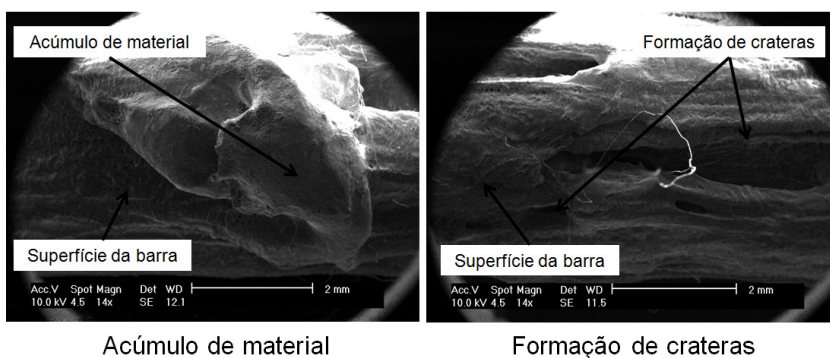


Fig. 4.8 – Imagem MEV da superfície obtida com velocidade de processamento 50 mm/min. Formação de crateras e acúmulo de material sobre a superfície.

Como pode-se observar com base nos resultados apresentados e discutidos nesta seção, as propriedades mecânicas mais adequadas para a fabricação de implantes utilizados na fixação de fraturas foram obtidas com razão de autorreforço SR-C velocidade de deslocamento V_1 mm/min e temperatura de processamento próxima a T_g do material. Portanto, os demais experimentos realizados no presente trabalho serão efetuados com barras injetadas e autorreforçadas nestas condições citadas. Na seção seguinte, são mostrados os resultados de dureza do material injetado e injetado e autorreforçado.

4.2.1 Dureza do material injetado e injetado e autorreforçado

As propriedades específicas de um material determinam, normalmente, a qualidade final que se pode obter utilizando operações de usinagem em geral. A dureza, entre outras, é uma característica do material que exerce forte influência sobre a usinabilidade deste. A Tab. 4.3 apresenta os valores de dureza Shore D para o polímero utilizado neste trabalho, antes e após o processo de autorreforço.

Tab. 4.3 – Valores de dureza para o polímero antes e após o processo de autorreforço. Barra autorreforçada com razão de autorreforço SR-C.

Amostra	Dureza Shore D Sem autorreforço	Dureza Shore D Autorreforço (SR-C)
CP1	73	75
CP2	75	76
CP3	72	76
CP4	76	73
CP5	73	73
Média	73,8	74,6
Desvio-Padrão	1,6	1,5

Observou-se que não houve mudança significativa na dureza para o material autorreforçado em relação ao injetado. A

razão para isto é que, durante o processo de autorreforço, a estrutura do material foi delaminada longitudinalmente, no sentido da deformação, proporcionando alta anisotropia ao material, o que não contribui para mudanças nas propriedades mecânicas nos demais sentidos diferentes ao da deformação (TÖRMÄLÄ et al., 1991).

Com os resultados obtidos e discutidos nas seções anteriores, foi possível melhorar as propriedades mecânicas do polímero biorreabsorvível. Os níveis de resistência mecânica, bem como o mecanismo de fratura apresentado pelo material autorreforçado, são considerados seguros para aplicações na fixação de fraturas. Assim, na próxima seção, são descritos os resultados obtidos na primeira série de experimentos de usinagem com o material autorreforçado.

4.3 Efeitos da usinagem sobre a textura e integridade da superfície

Com o auxílio dos conceitos e procedimentos já descritos, um conjunto de experimentos de usinagem foi realizado com o material autorreforçado SR-C, uma grande quantidade de dados foi obtida e cadastrada em um banco de dados. Os objetivos eram qualificar e/ou quantificar: a textura e a integridade da superfície usinada; e a usinabilidade do polímero em questão sob o ponto de vista tecnológico. Em função da pouca disponibilidade de matéria-prima, do seu custo e da dificuldade de sua obtenção, algumas variáveis foram estudadas com pouca profundidade. Assim, foram selecionadas as variáveis que apresentaram os efeitos mais significativos para alcançar os objetivos pré-estabelecidos. Todos os experimentos de usinagem desta primeira série foram de torneamento cilíndrico. Ao todo foram realizadas duas séries de experimentos de usinagem. A segunda série de experimentos será vista na seção 4.4 e objetivou a fabricação dos implantes na sua geometria final, ou seja, na forma de parafusos.

A primeira série de experimentos buscou avaliar a influência das propriedades específicas do polímero sobre os resultados de usinagem. Foram avaliadas as características

térmicas e de resistência mecânica do material. O polímero estudado neste trabalho possuía temperatura de transição vítrea (T_g) relativamente baixa (56-58°C), e esta temperatura foi facilmente atingida durante sua usinagem. Durante os processos de corte, o calor é gerado pela deformação do material e pelo atrito entre ferramenta, superfície da peça e cavaco. Com o aumento da velocidade de corte, tem-se o aumento da quantidade de calor gerado. Este aspecto térmico sempre representa um fator muito importante tanto na integridade como na textura da superfície de um componente fabricado por usinagem, seja qual for a aplicação destinada ao componente. Portanto, foi necessário, inicialmente, determinar uma faixa de velocidade de corte que produzisse amostras com boa qualidade dimensional e integridade da superfície. Buscou-se a fabricação de amostras com diâmetro nominal de 3,0 mm e 8,0 mm de comprimento, atendendo os requisitos dimensionais e de integridade exigidos na fabricação de implantes para a fixação de fraturas. Com os resultados obtidos, foi determinado, para este trabalho, que a faixa de velocidade de corte adequada para a usinagem do polímero P(L/DL)LA 70:30 autorreforçado situa-se entre V_A e V_E m/min. Nas avaliações termográficas realizadas, foi verificado que, para a velocidade de corte V_E m/min com utilização de fluido, a temperatura registrada ficou abaixo da T_g do material; para a velocidade V_C m/min sem aplicação de fluido, a temperatura máxima registrada ficou próxima à T_g ; e para a velocidade V_D m/min sem aplicação de fluido de corte, a temperatura registrada ficou acima da T_g do material. Maiores detalhes da influência da temperatura sobre os resultados de usinagem serão descritos nas próximas seções. Com o auxílio de imagens de Microscopia Eletrônica de Varredura, também observou-se que as amostras obtidas para a faixa de velocidades utilizadas apresentaram a ausência de detalhes que pudessem prejudicar a sua qualidade e integridade. Acima da velocidade de corte V_E m/min não foi mais possível de usinar adequadamente o material.

Quanto às propriedades de resistência mecânica do polímero estudado, estas podem ou não ser adequadas para atingir uma usinagem ao menos satisfatória de tal material. Nos processos de usinagem, existem muitas fontes de erros de fabricação, causados por deformações da peça, deformações

térmicas, vibrações do sistema, dentre outras. Grandes erros podem implicar na escolha errada do processo de fabricação e não permitir que os requisitos de projeto sejam satisfeitos. Estes erros podem ser causados pela baixa resistência do material, frente às tensões impostas pelo movimento de corte, resultando na perda da qualidade dimensional. Na introdução, foi apresentada a necessidade da padronização das dimensões e tolerâncias dos implantes. Como estes, no momento de sua implantação serão associados com outros instrumentos, tais como brocas e machos de roscar, é extremamente necessário que suas tolerâncias estejam dentro das faixas exigidas. As amostras cilíndricas foram usinadas com parâmetros de usinagem considerados como de acabamento no meio industrial. Avaliações dimensionais revelaram que, sob estas condições de corte iniciais, o material mostrou resistência mecânica o suficiente para suportar as tensões geradas durante o processo de corte. Também, foram avaliados diferentes sistemas de fixação para a obtenção das tolerâncias desejadas. Por meio de avaliações dimensionais, foi constatado que as amostras usinadas utilizando o sistema de fixação através de pinças apresentou desvios dimensionais dentro dos aceitos na fabricação de implantes. Os desvios exibidos foram inferiores a 5%. Na fixação da peça com a placa de três castanhas, as amostras produzidas extrapolaram os requisitos de tolerância. O sistema de pinças utilizado é adequado para a usinagem de peças de pequena dimensão e faixas estreitas de tolerância dimensional como é o caso dos implantes pretendidos neste trabalho, pois promove uma fixação rígida sem a ocorrência de pequenos deslocamentos. Com os resultados obtidos nesta série de experimentos, percebeu-se que é possível usinar o polímero P(L/DL)LA 70:30 autorreforçado com sucesso.

Na segunda série dos experimentos de usinagem, buscou-se analisar a influência dos parâmetros de corte sobre a qualidade da superfície produzida. Dessa forma, os experimentos foram conduzidos sob diferentes parâmetros de corte, verificando a influência das variáveis na qualidade e rugosidade da superfície gerada. As amostras foram avaliadas com a utilização de diferentes técnicas, as quais serão descritas nas próximas seções.

Em cada um dos gráficos de rugosidade mostrados a seguir, os pontos que definem a curva representam a média de dez medições em diferentes pontos das amostras analisadas. Como foi realizada uma extensa análise estatística dos resultados, assegura-se assim a confiabilidade dos resultados de rugosidade obtidos. A análise utilizada foi a distribuição normal ou de Gauss, verificada através do teste Qui-quadrado (Montgomery, 1997). Esta avaliação estatística permite o emprego da metodologia de adotar uma hipótese sobre uma determinada distribuição e verificar, através de procedimentos de testes, se esta hipótese deve ser ou não aceita. Como hipótese inicial H_0 , admitiu-se que a distribuição tanto de R_a quanto R_t era normal, enquanto que a hipótese alternativa H_A afirmou exatamente o contrário, ou seja, que a distribuição não era normal. Para a verificação da hipótese H_0 , foi adotada um nível de significância $\alpha = 0,05$. Isto representa uma probabilidade de 95% de que a distribuição seja normal. O valor Qui-quadrado para a amostra medida deve ser comparado com um valor crítico Qui-quadrado, o qual é obtido de uma tabela padronizada (Montgomery, 1997). Da comparação entre os valores Qui-quadrado calculados e os valores Qui-quadrado tabelados obtidos para este trabalho, tanto para R_a quanto para R_t resulta que os valores calculados são menores que os valores tabelados. Assim, a hipótese inicial H_0 não pode ser descartada e a distribuição é considerada normal.

Os experimentos da primeira série de usinagem foram conduzidos sob diferentes parâmetros de corte, verificando a influência das variáveis na qualidade e rugosidade da superfície gerada. Dentre as variáveis de destaque, tem-se a velocidade de corte e o fluido de corte os quais serão abordados a seguir.

4.3.1 Velocidade de corte e fluido de corte

Enquanto na usinagem da maioria dos polímeros a velocidade de corte não mostra ter uma influência significativa sobre os resultados na superfície, para a série de ensaios de usinagem do polímero biorreabsorvível P(L/DL)LA 70:30 autorreforçado (SR) sem a utilização de fluido de corte, as

alterações na velocidade mostraram forte influência sobre os resultados da qualidade da superfície, para uma variação de velocidades dentro de limites bastante próximos. Mesmo para a situação em que a velocidade de corte é considerada baixa (V_D m/min), o material não foi mais possível de ser perfeitamente usinado, com consequências negativas sobre a qualidade da superfície. O calor gerado durante a operação de usinagem provocou o amolecimento do material. Para a série de ensaios com a utilização de fluido de corte, a variação da velocidade também exerceu influência sobre a qualidade da superfície, porém com menor intensidade, foi possível utilizar maiores velocidades de corte com menores consequências sobre a qualidade da superfície. O fluido de corte utilizado amenizou os danos gerados pelo calor gerado durante o processo de corte.

Nestas duas séries de ensaios, amostras foram fabricadas utilizando ferramenta de aço-rápido, com geometria, avanço e profundidade de corte constantes. Para uma das séries, foi utilizado ar comprimido, tratado e resfriado, exercendo a função de fluido de corte. O fluido foi mantido em vazão e temperatura constantes para todos os ensaios. As condições de corte utilizadas são aplicadas para processos de acabamento, sendo usado o menor avanço por rotação disponível na máquina ferramenta.

Para ensaios sem aplicação de fluido de corte, verificou-se que, para uma faixa de velocidades entre V_A e V_C m/min, os resultados de rugosidade apresentaram uma leve alteração nos valores médios (Fig. 4.9) tanto para R_a como para R_t . Após V_C m/min, a rugosidade da superfície aumentou abruptamente com o aumento da velocidade de corte. Para o intervalo de velocidades entre V_A e V_C m/min, a rugosidade obtida manteve-se dentro dos limites que potencializam efeitos positivos sobre um implante, seja absorvível ou não (seção 2.2.2). Para a velocidade V_D m/min, os valores de rugosidade foram bem mais elevados do que os indicados para o uso em implantes.

Nos experimentos com a utilização de fluido de corte, a rugosidade para as velocidades até V_C m/min demonstrou comportamento e valores praticamente idênticos à série anterior. Entretanto, entre V_C e V_E m/min, os valores de rugosidade tendem a aumentar, todavia, permanecem dentro dos limites aceitos para implantes.

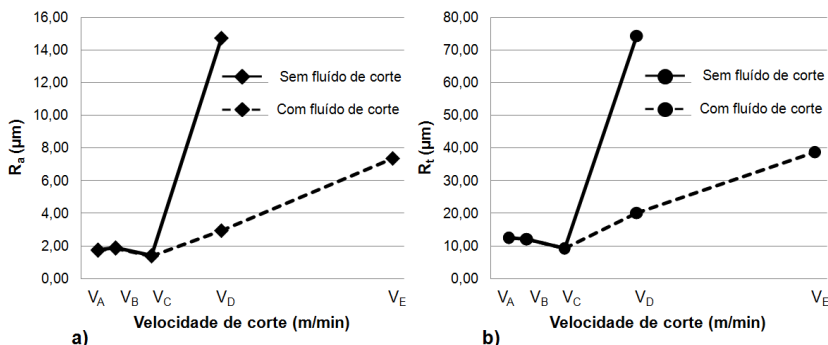


Fig. 4.9 – Influência da velocidade de corte e do fluido de corte sobre a rugosidade do SR-P(L/DL)LA 70:30. Ferramenta de aço-rápido, avanço = f_a mm/rot, profundidade de corte = a_{p1} mm, geometria da ferramenta: ângulo de saída = γ_a° , ângulo de incidência = α_a° e raio de quina = r_ϵ mm. a) Desvio médio aritmético de rugosidade - R_a . b) Altura pico-vale - R_t .

A morfologia das superfícies geradas nos implantes também foi examinada com o auxílio de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) e os resultados são apresentados na Fig. 4.10. Na série de ensaios sem utilização de fluido de corte, para as velocidades V_C m/min e inferiores, a superfície gerada teve a forma de um perfil com ranhuras periódicas, decorrentes da forma da quina da ferramenta e do movimento relativo entre a peça e a ferramenta de corte, característica esta típica do processo de torneamento (seção 2.3.3). Também foi observada a formação de eventuais “escamas” sobre a superfície obtida (Fig. 4.10a). Já o aumento da velocidade de corte para V_D m/min gerou a elevação da temperatura e levou o material a deformar-se de tal maneira que não foi mais capaz de responder à ação do movimento de corte. O calor excessivo, gerado pela usinagem, causou o amolecimento do material, impedindo sua remoção. Este fato prejudicou a dimensão dos componentes usinados (Fig. 4.10b).

Na série de ensaios com utilização de fluido de corte, a morfologia das superfícies geradas para as velocidades entre V_A e V_E m/min também apresentou a formação de um perfil com ranhuras periódicas. Para as velocidades até V_C m/min, não houve a formação de “escamas” (Fig. 4.10c). A formação de escamas passou a ocorrer a partir da velocidade V_D m/min,

porém pouco pronunciada. Para a velocidade de corte V_E m/min, a quantidade e o tamanho das escamas aumentaram, prejudicando a aparência e a tolerância dimensional das peças produzidas. Tal fato será detalhado nos próximos parágrafos. A Fig. 4.10d mostra claramente que as escamas foram induzidas pela deformação plástica da superfície do material e a descamação ocorreu na direção do movimento de corte.

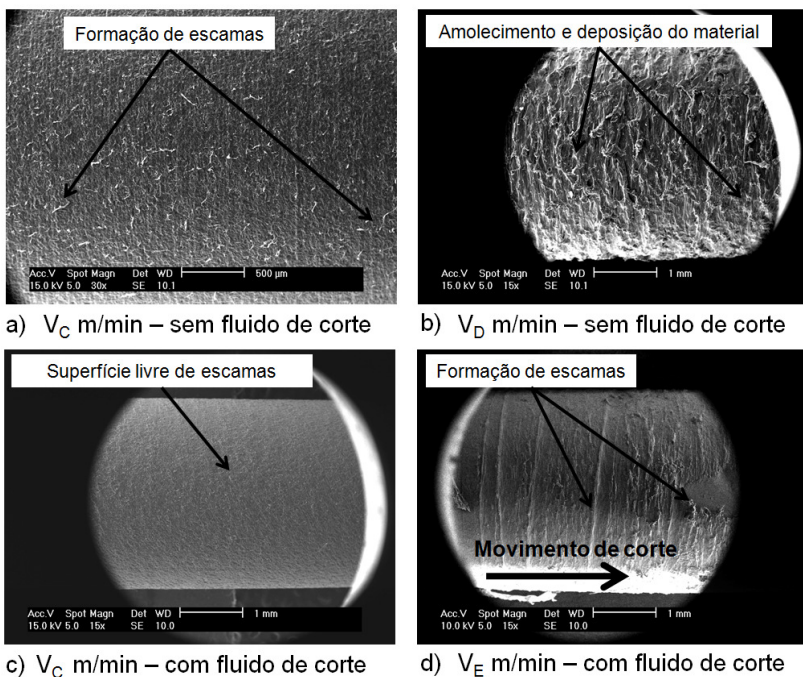


Fig. 4.10 – Imagens MEV das superfícies obtidas nos diferentes ensaios de usinagem.

Nos processos de usinagem, o calor é gerado pela deformação do material e pelo atrito entre ferramenta, superfície da peça e cavaco. Com o aumento da velocidade de corte tem-se o aumento do atrito e, como consequência, maior quantidade de calor gerado. Este aspecto térmico sempre representa um fator muito importante tanto na integridade como na textura da

superfície de um componente fabricado por usinagem, seja qual for a aplicação destinada ao componente.

Como pode ser visto no caso para o polímero usinado na série sem fluido de corte, o aumento da temperatura trouxe consequências indesejáveis sobre a textura da superfície para a velocidade V_D m/min. Isto devido ao fato de o material possuir uma temperatura de transição vítrea (T_g) relativamente baixa (55-58 °C), e durante a sua usinagem, atingir estes valores não foi difícil. Com o auxílio da Fig. 4.11, é possível ilustrar os níveis de temperatura atingidos para diferentes ensaios de usinagem do polímero SR-P(L,DL)LA 70:30. A Fig. 4.11a ilustra a vista superior captada pela câmera termográfica para a obtenção da imagem, bem como o posicionamento da peça, ferramenta de corte e placa de fixação. A câmera foi posicionada a uma distância de 30 cm da região ativa de corte.

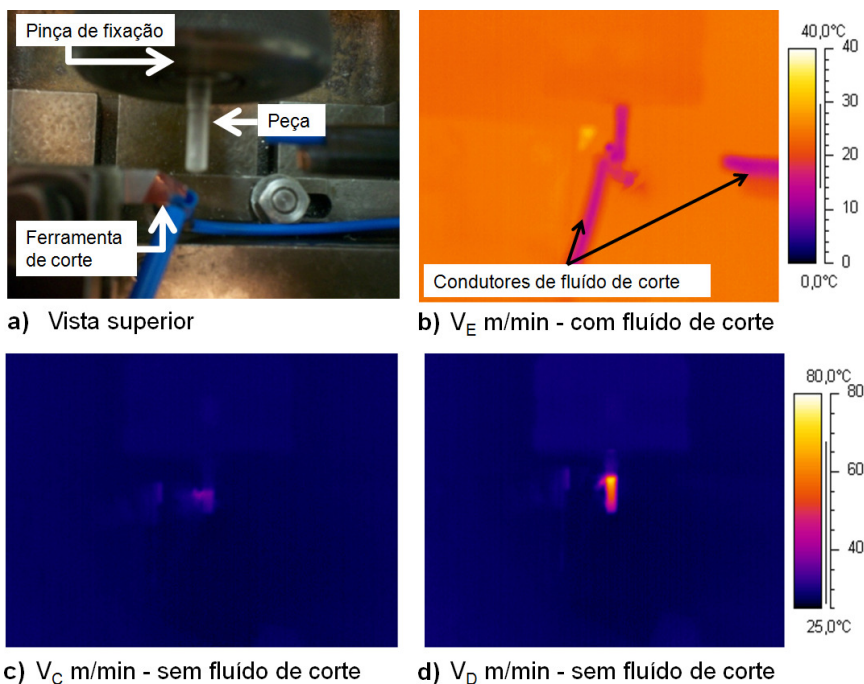


Fig. 4.11 – Imagens termográficas dos implantes durante a usinagem.

A medição dos valores exatos de temperatura diretamente na área ativa de corte foi praticamente impossível, em virtude da dificuldade de acesso. Desta forma, as imagens termográficas representam qualitativamente a distribuição da temperatura na superfície do componente, registrada durante os ensaios. Como é possível observar com o auxílio das escalas de temperatura: para a velocidade de corte V_E m/min com utilização de fluido (Fig. 4.11b), a temperatura registrada ficou abaixo da T_g do material; para a velocidade V_C m/min sem aplicação de fluido (Fig. 4.11c), a temperatura máxima registrada ficou próxima a T_g ; e para a velocidade V_D m/min sem aplicação de fluido de corte (Fig. 4.11d), a temperatura registrada ficou acima da T_g do material.

Quando a temperatura de transição vítrea é atingida, como foi o caso para a velocidade de corte V_C m/min e inferiores, o material se encontra em um estado amolecido e pode ser mais facilmente deformado, caracterizando como um processo de remoção dúctil (seção 2.4.1), o qual resultou numa superfície de boa qualidade. No caso da velocidade V_D m/min, o aumento da temperatura foi muito acima da T_g , o que provocou o excessivo amolecimento do material. Nestas condições não foi mais possível realizar o “corte efetivo” do material. O cavaco removido se encontrava em estado de excessiva fluidez. Durante o deslocamento da ferramenta de corte não houve remoção do material e sim somente um rearranjo desorganizado deste sobre a superfície. Este fato pode ser constatado a partir da medição do diâmetro em diferentes pontos da amostra, onde, no início do percurso de corte (temperaturas menores), o diâmetro da amostra usinada foi equivalente ao seu diâmetro inicial menos 2 vezes a profundidade de corte. Mais ao meio da peça e em seu final (temperaturas maiores), o diâmetro da amostra foi superior a sua dimensão inicial, decorrente da deposição do material amolecido.

Para esta série de ensaios, foi possível observar, nas imagens termográficas, que o fluido de corte usado (ar comprimido, tratado e resfriado), na vazão e temperatura utilizadas, mostrou-se eficaz na remoção do calor gerado durante a usinagem. As temperaturas registradas na superfície para todos os ensaios foram abaixo da T_g do material (~ 26 a 29 °C). Neste caso, o comportamento do polímero frente ao processo de

usinagem não pode mais ser descrito por suas características térmicas, mas sim por sua reação visco-elástica (seção 2.3.3.5).

Para as velocidades até V_C m/min, a perturbação (tempo de resposta do polímero frente à velocidade de corte) foi aplicada de forma mais lenta que o tempo de relaxamento do material. Assim, com velocidades menores obteve-se uma remoção dúctil, resultando numa superfície de boa qualidade e livre de escamas. Para V_D m/min, em alguns momentos, a taxa de perturbação foi maior que o tempo de relaxamento, promovendo a formação esporádica de escamas. Já para V_E m/min, na maior parte do tempo, o material não teve tempo para se recuperar, resultando numa elevada quantidade de escamas.

Uma investigação minuciosa foi realizada para avaliar os efeitos da elevação da velocidade de corte sobre a integridade das amostras usinadas. Nas imagens MEV (Fig. 4.12), são apresentadas as amostras analisadas, as quais revelaram que: tanto para as menores velocidades de corte (V_A e V_C m/min) quanto para as maiores (V_D e V_E m/min), com e sem utilização de fluido de corte, não houve a formação de trincas nem a propagação destas para o interior do material. A temperatura atingida nas maiores velocidades de corte provocou somente danos na superfície, resultando na deposição do material amolecido (Fig. 4.12a) e na formação de escamas (Fig. 4.12b).

Na usinagem de metais, a maior parte do calor é removida da área de corte pelo cavaco. Na usinagem de polímeros, acredita-se que, devido à baixa condutividade térmica desses materiais, a maior parte do calor seja transferida para a ferramenta (seção 2.3.1). No caso da velocidade V_D m/min sem aplicação de fluido de corte, o fato resultou em uma maior temperatura na interface entre o material removido e a ferramenta, promovendo o amolecimento da camada. A quantidade de calor transferido para o polímero não pode atingir suas camadas interiores sob pena de provocar a formação de trincas e prejudicar sua resistência mecânica, constatou-se que apenas a camada mais externa do componente apresentou um aumento significativo da temperatura.

Ensaio de resistência mecânica foram realizados com o objetivo de avaliar os efeitos da velocidade de corte sobre a resistência mecânica do material. Diferentes grupos de corpos de prova foram usinados com diâmetro de 3,0 mm, nas velocidades

de corte antes apresentadas e submetidos a ensaios de cisalhamento. Como já reportado anteriormente, devido ao seu comportamento visco-elástico, as propriedades mecânicas de um polímero podem variar significativamente durante o corte. Basicamente, a resistência ao cisalhamento de um polímero aumentará com a taxa de deformação, mas diminuirá com a temperatura (XIAO; ZHANG, 2002 – CARR; FEGER, 1993 - KOBAYASHI et al., 1984).

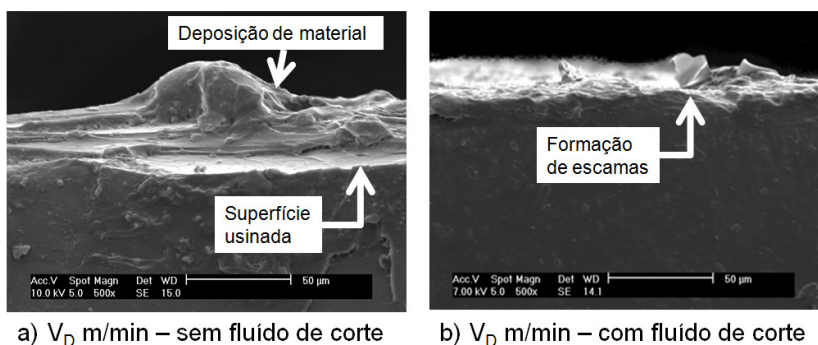


Fig. 4.12 – Imagens MEV da seção transversal das amostras obtidas sob diferentes velocidades de corte. a) material depositado sobre a nova superfície gerada – b) superfície isenta de trincas e com formação de escamas.

Ensaio de resistência mecânica foram realizados com o objetivo de avaliar os efeitos da velocidade de corte sobre a resistência mecânica do material. Diferentes grupos de corpos de prova foram usinados com diâmetro de 3,0 mm, nas velocidades de corte antes apresentadas e submetidos a ensaios de cisalhamento. Como já reportado anteriormente, devido ao seu comportamento visco-elástico, as propriedades mecânicas de um polímero podem variar significativamente durante o corte. Basicamente, a resistência ao cisalhamento de um polímero aumentará com a taxa de deformação, mas diminuirá com a temperatura (XIAO; ZHANG, 2002 – CARR; FEGER, 1993 - KOBAYASHI et al., 1984).

Ao contrário do que se esperava, para a faixa de velocidades de corte utilizadas nas séries com e sem utilização de fluido de corte, a resistência ao cisalhamento dos grupos não apresentou alteração em seus valores médios. Analisando o gráfico abaixo (Fig. 4.13), foi possível notar que os valores foram equivalentes entre os diferentes grupos e em relação às amostras que não sofreram processo de usinagem (amostras injetadas e autorreforçadas). Este fato reforça a hipótese de que o calor gerado durante a usinagem não pode atingir as camadas interiores do componente usinado, como já foi abordado anteriormente.

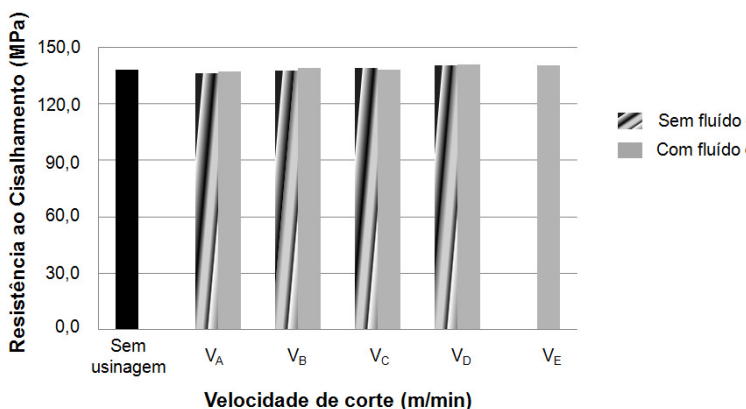


Fig. 4.13 – Resistência ao cisalhamento das amostras submetidas a diferentes velocidades de corte comparadas entre si e com amostras que não sofreram processo de usinagem.

Com respeito à integridade química do material, a Fig. 4.14 exibe os gráficos das Microanálises por Energia Dispersiva realizadas na superfície obtida com velocidade de corte V_D m/min sem aplicação de fluido, situação em que a temperatura registrada foi maior. Como demonstra a imagem, a composição química não apresentou mudanças significativas decorrente do aumento da temperatura quando observada em diferentes pontos da superfície. Os pontos observados corresponderam a um ponto sobre a superfície usinada, e outro ponto no interior da amostra,

aproximadamente a um milímetro distante da parte externa do componente. Para o caso em estudo, onde a superfície tem uma interação biológica, integridade refere-se também ao grau de contaminação na superfície que o implante possa ter. Em análises semelhantes, o fluido de corte utilizado mostrou-se adequado para a fabricação de implantes biorreabsorvíveis, não promovendo contaminação química ou outros efeitos nocivos sobre a superfície do componente.

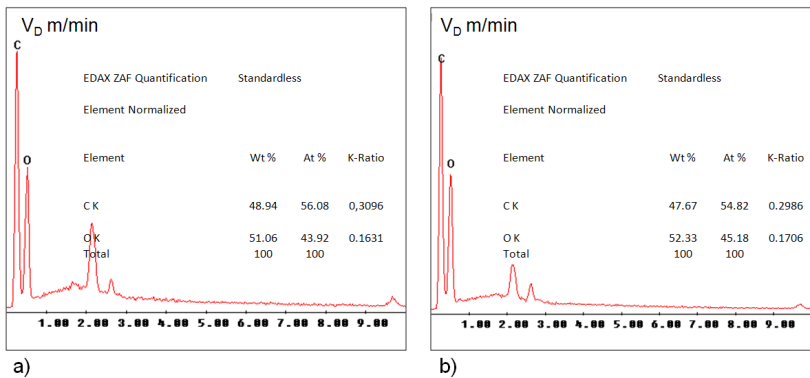


Fig. 4.14 – Análise química da superfície gerada com velocidade de corte V_D m/min sem fluido de corte. a) ponto sobre a superfície, b) ponto no interior da amostra. Em cada gráfico encontra-se a proporção relativa das quantidades de cada amostra.

Com base nos resultados obtidos, pode-se considerar a velocidade de corte V_C m/min como crítica na usinagem do polímero em questão. Para ambas as situações, com e sem aplicação de fluido de corte, o aumento da velocidade acima desta exerceu dois diferentes estímulos sobre a superfície do material. No caso dos experimentos sem utilização de fluido, o calor gerado aumentou a temperatura na zona de corte, provocando o amolecimento da camada. Já para os ensaios com fluido de corte, o material sofreu uma alta taxa de deformação, resultando na baixa qualidade da superfície. Abaixo de V_C m/min as amostras obtidas apresentaram superfícies semelhantes,

resultando na formação de um perfil com ranhuras periódicas e formação esporádica de escamas.

O aumento da velocidade de corte trouxe somente danos superficiais, com resultados negativos sobre a textura da superfície. O calor gerado durante a usinagem não provocou alterações na integridade, tanto mecânica como química do material. O fluido de corte utilizado se mostrou adequado na usinagem do polímero biorreabsorvível devido à sua composição não apresentar agentes que possam degradar e contaminar a superfície usinada. Também resultou numa superfície livre de escamas. Portanto, em função dos resultados obtidos e anteriormente apresentados e discutidos, os experimentos seguintes de usinagem foram conduzidos com aplicação de fluido de corte. A seguir, serão descritos os resultados acerca da influência do material da ferramenta sobre a qualidade da superfície dos implantes.

4.3.2 Material da ferramenta

O objetivo desta série de experimentos foi analisar a influência do material da ferramenta sobre a qualidade da superfície dos implantes. Amostras foram fabricadas com idênticas condições de usinagem, porém variando o material da ferramenta. Um grupo foi usinado com ferramenta de aço-rápido e o outro com ferramenta de diamante policristalino (PCD). Como já era de se esperar, as superfícies geradas com a ferramenta de PCD mostraram menor rugosidade e melhor qualidade da superfície, como será relatado nos parágrafos seguintes. Na Fig. 4.15, é possível verificar que os valores médios de rugosidade R_a e R_t foram menores para os experimentos com ferramenta de PCD, demonstraram também idêntico comportamento da rugosidade perante a variação da velocidade de corte. Este fato reforça a hipótese de que a velocidade V_C m/min pode ser considerada como crítica para a usinagem do polímero.

A morfologia das superfícies foi avaliada por imagens MEV, as quais revelaram melhorias no perfil da superfície para as amostras usinadas com PCD. Como pode ser visto na Fig. 4.16a, para as velocidades de corte até V_C m/min, as marcas

características do processo de torneamento, ou seja, a formação de um perfil com ranhuras periódicas apresentaram menor profundidade, tornando difícil sua identificação quando comparado com o perfil gerado com ferramenta de aço-rápido (Fig. 4.16b). A superfície gerada mostrou aspecto limpo e isenta de deformações plásticas.

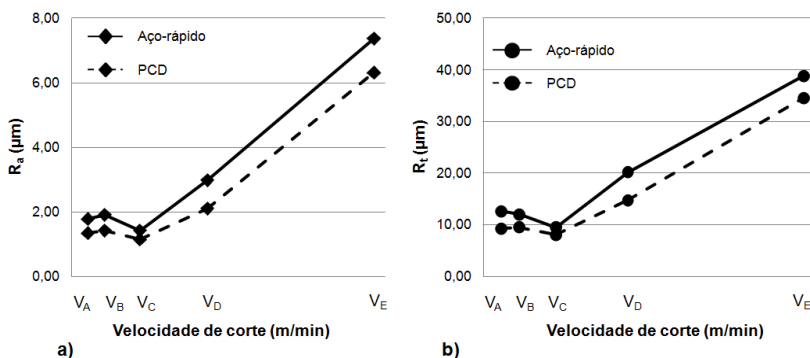


Fig. 4.15 – Influência do material da ferramenta de corte sobre a rugosidade do SR-P(L/DL)LA 70:30. Aplicação de fluido de corte, avanço = f_a mm/rot, profundidade de corte = a_{p1} mm, geometria da ferramenta: ângulo de saída = γ_a° , ângulo de incidência = α_a° e raio de quina = r_ϵ mm. a) Desvio médio aritmético de rugosidade - R_a . b) Altura pico-vale - R_t .

Acima desta velocidade a profundidade das ranhuras aumentou, tornando o perfil periódico mais visível (Fig. 4.16c), também ocorreu a formação de escamas. Tais escamas apresentaram menores dimensões quando comparadas com as geradas em ensaios com ferramenta de aço-rápido (Fig. 4.16d). As superfícies geradas nesta série de ensaios com velocidades de corte V_A e V_C m/min são semelhantes às encontradas nos implantes metálicos fabricados por usinagem disponíveis no mercado.

Como já era conhecido na literatura, o melhor acabamento gerado pela ferramenta de diamante PCD é atribuído ao alto grau de afiação de seu gume. O grau de afiação do gume de uma ferramenta significa o grau de perfeição que possui o gume, próximo da face e do flanco. Esta qualidade está

associada à ausência de microlascamentos e ao raio do gume em si (seção 2.3.3.6). Na Fig. 4.17, são exibidas as imagens de Microscopia Eletrônica de Varredura dos diferentes graus de afiação obtidos nos gumes das respectivas ferramentas.

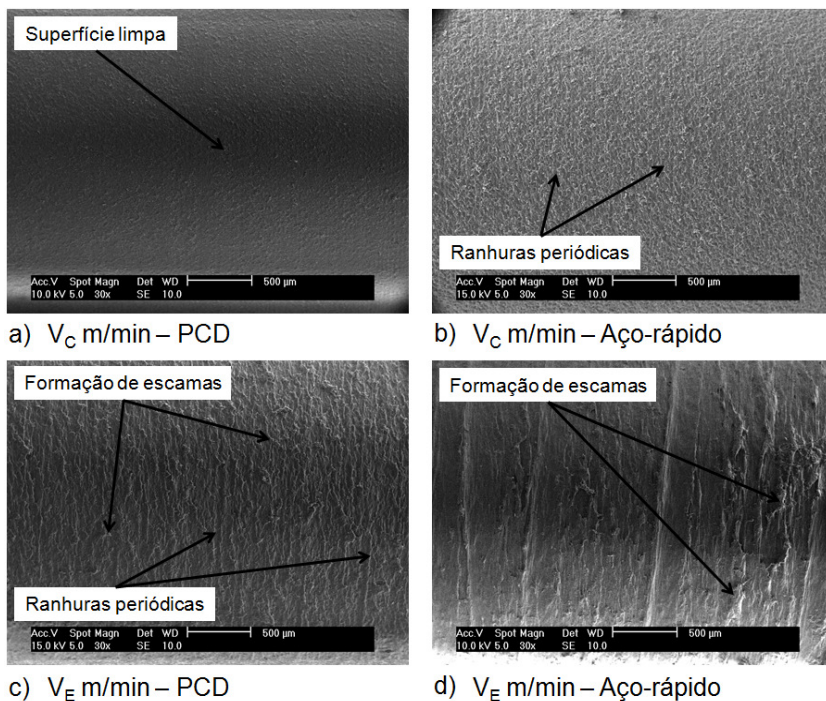


Fig. 4.16 – Imagens MEV das superfícies obtidas nos diferentes ensaios de usinagem.

A Fig. 4.17a mostra a presença de microlascas sobre o gume da ferramenta de aço-rápido, localizada na região ativa de corte e com cerca de 20 μm de comprimento. Na mesma imagem, foi possível observar a presença de um raio de aproximadamente 5 μm no gume da ferramenta. Já para o caso da ferramenta de diamante policristalino (Fig. 4.17b), o raio foi de aproximadamente 1 μm . Não foram observados

microlascamentos sobre a região ativa de corte. O melhor grau de afiação e o menor raio do gume da ferramenta de PCD propiciaram um corte mais macio, resultando na melhor qualidade das superfícies dos componentes.

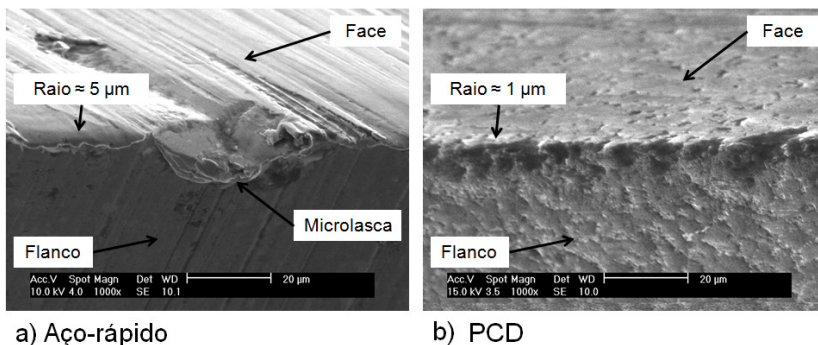


Fig. 4.17 – Imagens MEV do grau de afiação do gume das ferramentas utilizadas nos ensaios desta série. a) ferramenta de aço-rápido. b) ferramenta de PCD.

Outras vantagens apresentadas pela ferramenta de diamante foram a maior capacidade de condução de calor e o baixo coeficiente de atrito, os quais puderam amenizar os danos causados por excesso de calor. Imagens termográficas foram realizadas nos diferentes ensaios desta série e registraram menores temperaturas geradas com a ferramenta de PCD. A pequena diferença entre as temperaturas resultou em escamas de menor tamanho para esta velocidade de corte, isto devido ao material se encontrar num menor fluxo viscoso, decorrente da menor temperatura. Como já reportado em seções anteriores, o material é bastante sensível à variação da temperatura, e esta sensibilidade ao calor também afetou os resultados de usinagem. A Fig. 4.18 destaca a diferença entre os valores registrados de temperaturas para os ensaios com ferramenta de aço-rápido e PCD.

A presença de escamas na superfície deve ser considerada como um fator indesejável para os implantes pretendidos no presente trabalho, já que estas podem se desprender do referido componente e causar reações adversas no organismo, comprometendo sua biocompatibilidade.

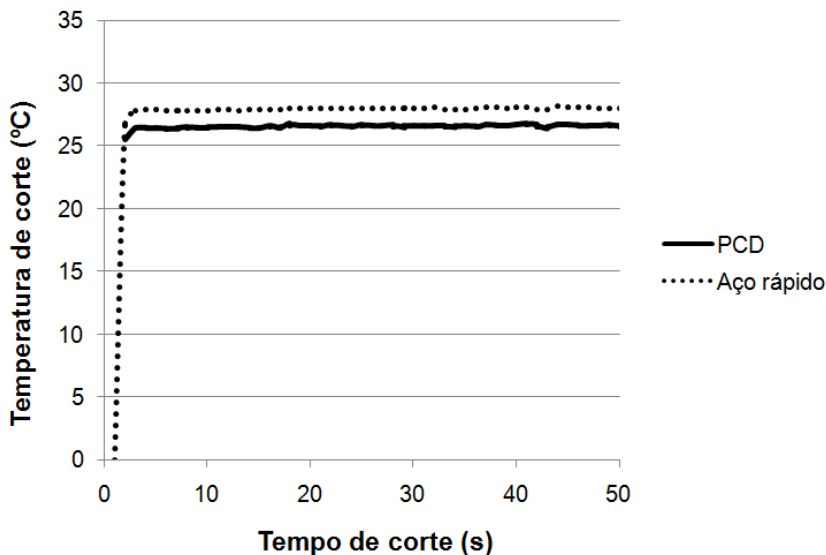


Fig. 4.18 – Imagem gráfica da elevação da temperatura de corte para diferentes materiais da ferramenta. Velocidade de corte V_E m/min com a utilização de fluido de corte.

As superfícies geradas com ferramenta de diamante policristalino e com velocidade de corte até V_C m/min, além de não apresentarem a formação de escama, possuem características semelhantes às encontradas em implantes metálicos disponíveis no mercado. Dessa forma, com base nos resultados obtidos, apresentados e discutidos na presente seção, os próximos experimentos foram conduzidos com ferramenta de PCD e velocidade de corte V_C m/min. Na próxima seção, serão mostrados os resultados relativos à influência do avanço de corte sobre a qualidade da superfície dos componentes.

4.3.3 Influência do avanço de corte

Os efeitos do aumento do avanço de corte sobre a rugosidade do polímero SR-P(L,DL)LA 70:30 são apresentados na Fig. 4.19. Ao contrário do que se esperava, para a faixa de avanços utilizada, a rugosidade da superfície não aumentou com o aumento do avanço da ferramenta sobre a peça, tanto para R_t como R_a . Os ensaios foram conduzidos com velocidade de corte V_C m/min, utilizando fluido de corte e ferramenta de diamante. A profundidade e a geometria de corte permaneceram constantes para todos os ensaios desta série. As taxas de avanço utilizadas foram as disponíveis na máquina ferramenta.

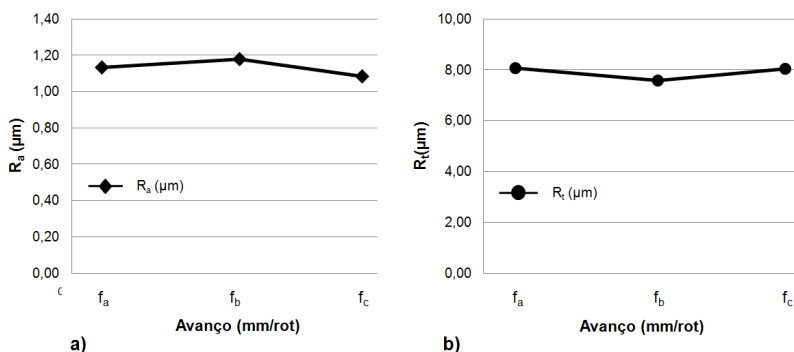


Fig 4.19 – Influência do avanço de corte sobre a rugosidade do SR-P(L,DL)LA 70:30. Velocidade de corte = V_C m/min, com fluido de corte, ferramenta de PCD, profundidade de corte = a_{p1} mm, geometria da ferramenta: ângulo de saída = γ_a^o , ângulo de incidência = α_a^o e raio de quina = r_ε mm. a) Desvio médio aritmético de rugosidade - R_a . b) Altura pico-vale – R_t .

Na usinagem dos metais, um perfil teórico da superfície pode ser obtido da relação entre o avanço, raio de quina e altura entre os picos e vales R_t , utilizando a Eq. 2.1, na seção 2.3.3. Segundo esta equação, a rugosidade cinemática aumenta com o aumento do avanço e diminui com o aumento do raio de quina da ferramenta. Raios maiores tendem a gerar uma superfície com

melhor acabamento, mas em contrapartida podem causar a vibração da ferramenta, o que exerceria efeito oposto sobre o acabamento. Nesta série de ensaios, devido à pouca quantidade de amostras disponíveis, não foram realizados estudos com a variação do referido raio da ferramenta.

Para a usinagem do polímero em questão, os resultados experimentais de rugosidade obtidos foram comparados com os modelos teóricos, e apresentaram valores bastante superiores aos calculados. A marcante diferença entre a rugosidade teórica e a real deve-se ao fato de que as equações utilizadas não levam em conta as propriedades do material, e outros parâmetros de corte, tais como geometria da ferramenta e velocidade de corte. Com o auxílio da Fig. 4.20, é possível observar que as superfícies geradas não mostraram mudanças significativas com o aumento da taxa de avanço, entretanto, é possível perceber o aumento da distância entre os picos, caracterizada pelo aumento do avanço em milímetros por rotação da peça.

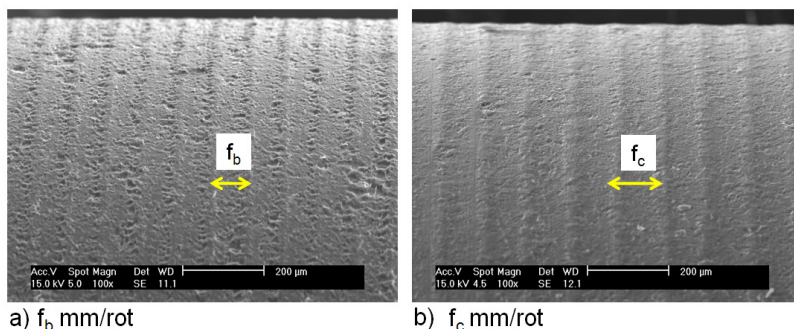


Fig. 4.20 – Imagens MEV das superfícies geradas em diferentes avanços.

Os avanços utilizados nesta série de ensaios são frequentemente empregados na usinagem industrial para a geração de superfícies em operações de acabamento. Maiores avanços podem gerar diferentes resultados na superfície. Contudo, maiores investigações sobre esta influência são necessárias antes que conclusões finais possam ser feitas. Pensando em produtividade, o tempo de produção pode ser

significativamente reduzido com o aumento do avanço de corte, mas o limite superior deve ser determinado para a máxima rugosidade aceitável e a temperatura de usinagem dentro dos limites já discutidos anteriormente no presente trabalho. Como não houve variação nos valores de rugosidade, e estes estão dentro da faixa aceitável para uso em implantes, é coerente utilizar o avanço f_c mm na realização dos demais experimentos desta pesquisa. Portanto, com base nos resultados obtidos, apresentados e discutidos na presente seção, os próximos experimentos foram conduzidos com o avanço proposto. Dando continuidade a esta série de experimentos de usinagem, na próxima seção, serão descritos os resultados a respeito da influência da profundidade de corte sobre a qualidade da superfície dos implantes.

4.3.4 Profundidade de corte

Para esta série de ensaios, foram utilizados: fluido de corte, velocidade V_C m/min, avanço f_c mm e ferramenta de PCD.

Assim como para a maioria dos materiais, na usinagem do polímero biorreabsorvível a profundidade de corte a_p não teve influência sobre a qualidade da superfície. Como foi possível observar na série de ensaios com diferentes avanços, a rugosidade cinemática é dependente apenas do avanço e do raio da quina da ferramenta. De acordo com a teoria da usinagem, a qualidade da superfície não é afetada por alterações na profundidade de corte, dentro dos limites utilizados na presente pesquisa, visto que estas levam apenas a uma consequente alteração no valor da largura de usinagem, sem influência sobre a rugosidade do componente usinado. Ensaios realizados nesta série mostraram que o aumento nos valores da profundidade a_p não teve influência significativa sobre a rugosidade das superfícies. A partir da Fig. 4.21, pode-se notar que os valores médios de rugosidade R_a e R_t variaram pouco para os valores de profundidade aplicados. Para uma produção econômica, maiores valores de profundidade de corte são desejados, uma vez que o aumento desta resulta na menor quantidade de passes para se atingir a dimensão desejada. Para esta pesquisa, devido à pouca

quantidade de material disponível, não foi possível realizar experimentos com profundidades de corte maiores. Dessa forma, com base nos resultados obtidos e discutidos nesta seção, para os próximos experimentos será utilizado o máximo valor de a_{p3} mm. Na próxima seção, serão apresentados e discutidos os resultados da influência da geometria da ferramenta sobre a qualidade dos componentes usinados.

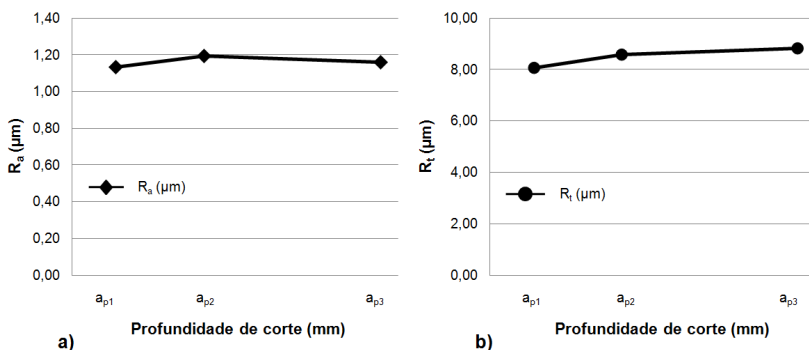


Fig. 4.21 – Influência da profundidade de corte sobre a rugosidade do SR-P(L/DL)LA 70:30. Velocidade de corte = V_c m/min, com fluido de corte, ferramenta de PCD, avanço = f_c mm/rot, geometria da ferramenta: ângulo de saída = γ_a° , ângulo de incidência = α_a° e raio de quina = r_ϵ mm. a) Desvio médio aritmético de rugosidade - R_a . b) Altura pico-vale – R_t .

4.3.5 Geometria da ferramenta

Os ensaios desta série foram de torneamento cilíndrico, com velocidade de corte V_c m/min, avanço f_c mm, profundidade a_{p3} mm e aplicação de fluido de corte. Ferramentas de diamante foram utilizadas com diferentes geometrias. Quando se variou um dos ângulos de corte, o outro foi mantido constante. Os ângulos de corte avaliados foram o ângulo de saída γ ($^\circ$) e o ângulo de incidência α ($^\circ$) (Fig. 2.14 – seção 2.4). Segundo a literatura (STEMMER, 1995), um aumento nos ângulos de incidência tanto principal como secundário propicia uma redução nos valores de rugosidade, pois o atrito entre a superfície transitória da peça e o flanco (superfície de incidência) da

ferramenta é diminuído. Já para o ângulo de saída, no caso dos polímeros, quanto mais positivo for seu valor, melhor será a rugosidade, já que ocorrerá uma retirada fácil e menor deformação do material (seção 2.4.3.4). A Fig. 4.22 apresenta a influência da variação dos ângulos da ferramenta sobre a rugosidade da superfície obtida nesta série. Nas Figs. 4.22a e 4.22b, são mostrados os gráficos de rugosidade R_a e R_t para os ensaios com variação do ângulo de saída γ . Nesta série, foram testados três ângulos de saída, todos maiores que zero ($5, 10, 15^\circ$). Os resultados apresentados foram de acordo com o que sugere a literatura, no caso de polímeros, maiores ângulos de saída resultam em menores rugosidades. Para os ângulos utilizados, o cavaco produzido foi contínuo, com bordas lisas e sem a presença de rebarbas. Os valores utilizados para os ângulos γ estão na faixa de valores comumente usados na usinagem de polímeros termoplásticos.

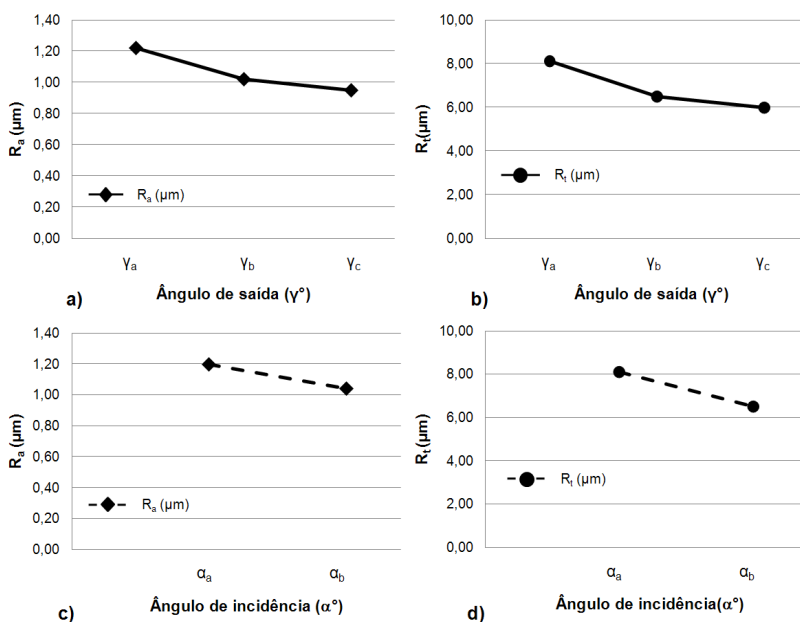


Fig. 4.22 – Influência dos ângulos de corte sobre a rugosidade do SR-P(L/DL)LA 70:30. Velocidade de corte = V_c m/min, com fluido de corte,

ferramenta de PCD, avanço = f_c mm/rot, profundidade de corte = a_{p3} mm, raio de quina da ferramenta = r_ϵ mm. a e c) Desvio médio aritmético de rugosidade - R_a . b e d) Altura pico-vale - R_t .

Os gráficos de rugosidade R_a e R_t para os ensaios com variação no ângulo de incidência α são apresentados nas Figs. 4.22c e 4.22d, respectivamente. Para esta série, somente dois ângulos foram utilizados ($5,10^\circ$). Também neste caso, como prediz a literatura, o aumento do ângulo de incidência gerou uma menor rugosidade da superfície.

Dos resultados apresentados, foi possível verificar que o aumento dos respectivos ângulos de incidência (α) e de saída (γ) promoveu a redução dos valores de rugosidade. Em ambas as situações, a redução foi de proporções semelhantes, aproximadamente 20%, o que permite afirmar que mostraram semelhante grau de influência sobre a rugosidade.

Para este trabalho, foi definido um ângulo de direção principal χ de 90° .

Com base nos resultados colhidos nesta primeira série de experimentos de usinagem, foi possível observar que:

- A velocidade de corte desempenhou um papel decisivo na determinação da qualidade da superfície usinada para o polímero biorreabsorvível. A partir de uma velocidade limite (V_C m/min), o material apresentou diferentes respostas perante a usinagem.
- O fluido de corte e suas condições de utilização se mostraram eficazes para diminuir a rugosidade e evitar a descamação excessiva do polímero, sem contaminação química da superfície do componente. Acredita-se que a aplicação de fluido em menores temperaturas que as utilizadas possa gerar melhores superfícies com maiores velocidade de corte. Porém, estudos mais aprofundados devem ser realizados neste contexto.
- Ferramenta de diamante policristalino gerou melhor superfície que a ferramenta de aço-rápido.

- Um aumento nos ângulos de saída e incidência da ferramenta de corte promoveu menores valores de rugosidade. Sendo estes menos influentes que os fatores acima apresentados.
- Variações na profundidade de corte e avanço de corte dentro das faixas aplicadas neste trabalho não produziram mudanças na qualidade da superfície.
- Os valores de rugosidades efetivas diferem dos modelos teóricos usados na usinagem de metais.

A presente série de experimentos mostrou que foi possível estabelecer parâmetros para a usinagem do material, de modo a obter as características necessárias para os implantes. Essas orientações serviram como diretrizes para alcançar de forma apropriada os resultados esperados na fabricação dos implantes biorreabsorvíveis. Com base nos resultados obtidos, exibidos e discutidos nesta primeira série de experimentos de usinagem, foram selecionados os parâmetros de corte mais apropriados para a realização da segunda série de experimentos, a qual tratou da fabricação dos implantes na sua geometria final, ou seja, na forma de parafusos, como será demonstrado na próxima seção.

4.4 Fabricação dos implantes

O objetivo desta segunda série de experimentos de usinagem foi de obter os primeiros implantes biorreabsorvíveis fabricados por processo de usinagem. Conforme geometria sugerida pelas normas NBR ISO 5835 (1996) e ASTM F2502 (2005), as dimensões dos implantes craniofaciais correspondem a: $\varnothing 1,5 \times 4,5$ mm de comprimento e passo de rosca 0,5 mm; $\varnothing 2,0 \times 6,5 - 8,5 - 10,5$ mm de comprimento com passo de rosca de 0,6 mm e $\varnothing 2,7 \times 6,5 - 10,5 - 12,5$ mm de comprimento com passo de rosca de 1,0 mm (seção 3.4). Para a obtenção dos implantes na sua forma final, foram realizadas duas etapas: 4.4.1 - geração das superfícies de revolução e 4.4.2 - geração do perfil da rosca, conforme será abordado a seguir.

4.4.1 Geração das superfícies de revolução

A Fig. 4.23a apresenta a geometria gerada pelas superfícies de revolução. As formas correspondem às superfícies cilíndricas d1 e d3; ao chanfro de $1 \times 45^\circ$ e ao perfil cônico de 45° . Para esta etapa, os dados de corte utilizados foram: ferramenta de diamante (PCD) com ângulo de direção principal $\chi = 90^\circ$, ângulo de saída $= \gamma_c^\circ$, ângulo de incidência $= \alpha_b^\circ$; fluido de corte; velocidade de corte V_c m/min; profundidade de corte de a_{p1} mm e avanço f_c mm.

Durante a usinagem das geometrias (d1) com $\varnothing 1,5 \times L3$ mm; $\varnothing 2,0 \times L5$ e 7 mm de comprimento e $\varnothing 2,7 \times L5$ e 9 mm de comprimento, a geração dos perfis ocorreu da forma esperada, ou seja, com superfícies correspondentes às obtidas na primeira série de ensaios e com tolerância dimensional dentro da faixa desejada. No entanto, para as geometrias $\varnothing 2,0 \times L9$ e $\varnothing 2,7 \times L11$ mm de comprimento, ocorreu uma deformação elástica excessiva, a qual prejudicou sua precisão dimensional.

Nos processos de usinagem existem muitas fontes de erros de fabricação, causados por deformações da peça, deformações térmicas, vibrações do sistema, dentre outras. Grandes erros podem implicar na escolha errada do processo de fabricação e não permitir que os requisitos de projeto sejam satisfeitos. Na seção 2.2.1, foi apresentada a necessidade da padronização das dimensões e tolerâncias dos implantes. Como estes, no momento de sua implantação serão associados com outros instrumentos, tais como brocas e machos de roscar, é extremamente necessário que suas tolerâncias estejam dentro das faixas exigidas.

No presente trabalho, a deflexão da peça durante a usinagem fez com que algumas das efetivas dimensões fossem diferentes das nominais. A Fig. 4.23b faz uma representação esquemática referente ao erro de fabricação. A geometria usinada foi modelada como uma barra cilíndrica submetida a uma deformação elástica de flexão. A deflexão foi produzida pela ação da força F , que é resultante das forças radiais e tangenciais de corte. As linhas tracejadas representam o deslocamento do eixo da peça em relação a sua posição nominal (linhas cheias). Como consequência, o diâmetro localizado no

início da peça, onde a deformação foi mais pronunciada (z_{\max}), apresentou maior dimensão que a especificada. Com o deslocamento de F em sentido à outra extremidade (z_{\min}), a deformação foi diminuindo gradativamente até atingir sua dimensão nominal. A geometria gerada apresentou um aspecto cônico e não cilíndrico, como esperado.

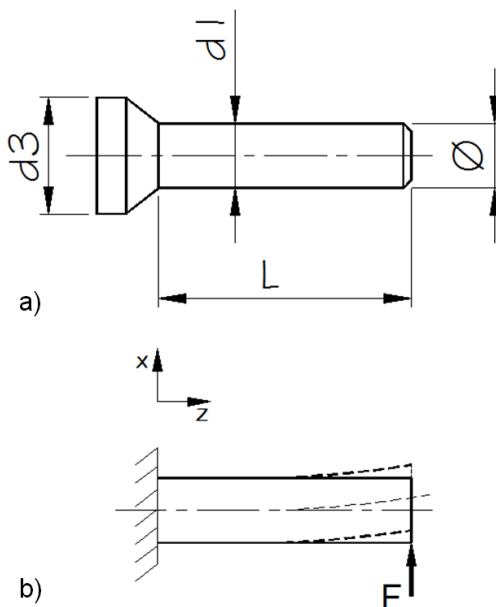


Fig. 4.23 – a) Geometria gerada pelas superfícies de revolução. b) Representação esquemática referente ao erro de fabricação.

Após o ocorrido, foram feitos ensaios com o propósito de avaliar a influência das condições de corte sobre a deflexão causada. Os parâmetros avaliados foram: profundidade de corte, avanço de corte e índice de esbeltez. Nos ensaios de profundidade de corte, as geometrias foram preparadas para que apresentassem mesmo diâmetro final (correspondente ao diâmetro nominal do implante), desta forma, seus diâmetros iniciais foram diferentes de acordo com a profundidade a_p

testada. Para os ensaios de avanço de corte, o diâmetro inicial e a profundidade foram iguais para todos os testes. Em ambos os ensaios, a variação dos parâmetros de corte não mostrou mudanças significativas sobre o desvio dimensional.

No torneamento, o índice de esbeltez λ (adimensional) é conhecido como a relação entre o comprimento L e o diâmetro \varnothing da peça usinada ($\lambda=L/\varnothing$). Baixos valores de λ são preferidos para operações de torneamento. Dessa forma, é possível realizar uma usinagem estável com elevada precisão dimensional. Para peças esbeltas, onde seu diâmetro é pequeno em relação ao seu comprimento (maior valor de λ), esta relação provoca interferências no sistema, gerando erros dimensionais e desvios geométricos. Na prática, isto pode ser corrigido com a fixação da extremidade livre por uma contra-ponta. Entretanto, para o presente caso, devido às dimensões reduzidas dos implantes, a utilização de um contra-ponta mostrou-se inadequada. O pequeno espaço entre a peça e a ponta rotativa da contra-ponta não permitiu um deslocamento seguro da ferramenta, um choque entre as partes ocasionaria a quebra da ferramenta.

Este estudo tentou, sem sucesso, encontrar evidências na literatura existente sobre a relação comprimento/diâmetro para peças poliméricas não suportadas (sem contraponto), para materiais com propriedades semelhantes ao utilizado. Além das pesquisas anteriores realizadas nesta área, o pesquisador procurou especialistas explicitamente envolvidos com trabalhos de torneamento e na fabricação de implantes. Numa primeira entrevista com um profissional especializado em aplicações de ferramentas, este comentou não ter conhecimento anterior sobre procedimentos para determinar a relação comprimento/diâmetro em operações de torneamento. Ele citou que, como regra básica, utiliza a relação de 3 a 5 milímetros de comprimento em relação a cada milímetro de diâmetro da peça (informação verbal)¹⁹. A segunda entrevista foi com um engenheiro experiente que trabalha no desenvolvimento de concepções e equipamentos para a fabricação de implantes e parafusos médicos. Ele revelou que, no caso particular de implantes dentários e ortopédicos, onde a relação L/\varnothing pode ser superior a 10, são utilizados dispositivos especiais onde várias ferramentas cortam o material numa única passada. A técnica é indicada para usinagem de

¹⁹ Informação fornecida por Mitsubishi Materials Corporation, fevereiro de 2010.

materiais resistentes ao corte como o aço inoxidável e o titânio. Sua aplicação é possível em tornos automáticos CNC de cabeçote móvel (tipo suíço). As características de projeto de tais dispositivos variam em função do material e geometria a ser usinada (informação verbal)²⁰.

O tempo necessário para o desenvolvimento e fabricação de um dispositivo especial na usinagem do polímero P(L/DL)LA 70:30 extrapolaria o cronograma e o orçamento disponível para o presente trabalho. Outro inconveniente foi a questão da máquina-ferramenta utilizada não dispor das características técnicas necessárias para uso deste dispositivo. A busca por parcerias para a aquisição e/ou disponibilização de dispositivo e máquina-ferramenta estão até a presente data em negociação.

Com os resultados obtidos na série de ensaios que avaliou a influência do índice de esbeltez, foi constatado que a deformação elástica excessiva ocorreu a partir do momento em que a relação L/\varnothing foi maior que 4, como foi o caso das geometrias $\varnothing 2,0 \times L9$ ($\lambda=4,5$) e $\varnothing 2,7 \times L11$ ($\lambda=4,07$). Para os casos nos quais L/\varnothing foi menor que 4 ($\varnothing 1,5 \times L3 - \lambda=2,0$; $\varnothing 2,0 \times L5$ e $L7 - \lambda=2,50$ e $3,50$, respectivamente, e $\varnothing 2,7 \times L5$ e $L9 - \lambda=1,85$ e $3,33$), o desvio dimensional ficou dentro da faixa tolerada. Tendo em mãos esta importante informação, buscou-se fabricar as referidas geometrias em etapas, sempre mantendo uma relação L/\varnothing igual ou menor a 3,5.

A metodologia aplicada mostrou ser eficiente na eliminação dos erros de fabricação causados pelas peças esbeltas. Foram fabricadas diversas amostras e para todos os casos a tolerância dimensional obtida ficou dentro das faixas exigidas para a fabricação de implantes. Como foi possível observar na imagem da Fig. 4.24a, o produto final apresentou superfície cilíndrica sem defeitos excessivos oriundos das diferentes etapas de usinagem. Como comparação, a Fig. 4.24b ilustra a primeira tentativa de obter os implantes, a diferença entre os diâmetros das extremidades, bem como o perfil cônico foram perfeitamente visíveis. No caso da usinagem das roscas, observou-se que a profundidade dos perfis foi diferente para as duas extremidades. Ensaios revelaram que os valores de rugosidade R_a e R_t obtidos nas condições de corte aplicadas para a geração das amostras cilíndricas foram equivalentes aos valores obtidos na série

²⁰ Informação fornecida por Maquinaria Citizen & Boley, março de 2010.

“Efeitos da usinagem sobre a textura e integridade da superfície”. Dessa forma, pode-se afirmar que, tanto em termos dimensionais como de rugosidade da superfície, foi possível garantir a repetibilidade do processo quando da usinagem do componente com rosca.

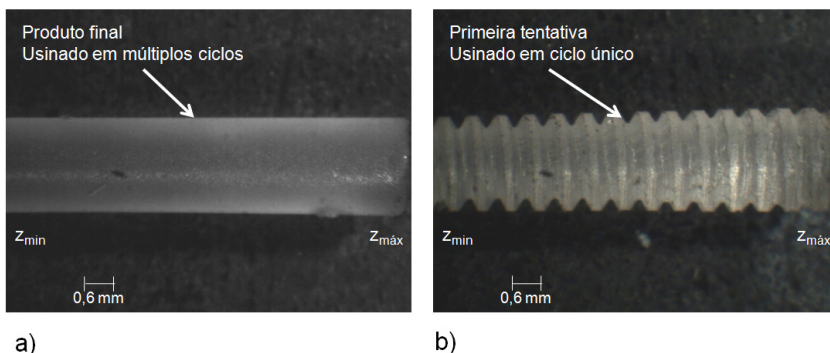


Fig. 4.24 – Imagens estereoscópicas das geometrias usinadas nas diferentes metodologias utilizadas. a) Geometria usinada em múltiplos ciclos de usinagem, com relação $L/\varnothing \leq 3,5$. b) Geometria usinada em ciclo único, com relação $L/\varnothing = 4,5$.

Com base nos resultados obtidos e discutidos nesta seção, foi eliminado o erro geométrico decorrente da elevada relação entre o diâmetro e o comprimento dos componentes usinados. Assim, foi possível prosseguir com os experimentos de usinagem e obter implantes dentro da faixa de tolerância exigida. Na próxima seção, serão apresentados os resultados obtidos na geração do perfil de rosca dos implantes pretendidos nesta pesquisa.

4.4.2 Geração do perfil da rosca

Um implante ósseo deve ter um design de modo que, quando carregado, induza um estímulo mecânico no osso

circunvizinho. O implante é primeiramente ancorado no osso por meio de uma fixação mecânica. Cargas axiais sobre o implante são transmitidas para o osso via elementos de retenção sobre a superfície. Os elementos de retenção mais comumente utilizados são as roscas e as irregularidades das superfícies rugosas.

A forma dos implantes tem sido um dos aspectos de projeto mais contestados entre os sistemas endósseos e pode ter um efeito sobre sua biomecânica. A maioria dos sistemas atuais está disponível como parafusos ou cilindros. Alguns fabricantes especializados no ramo fornecem implantes em ambas as formas e recomendam seu uso em diferentes tipos de osso. O implante metálico do tipo parafuso foi desenvolvido como resultado de pesquisas efetuadas por Bränemark durante os anos 1950 e 1960 nas universidades de Lund e Gothenburg (Suécia). O desenho do implante não foi modificado por mais de meio século de uso clínico. Ele é ainda hoje, sem dúvida, o melhor sistema disponível documentado, com dados e estudos de longo prazo. Atualmente, implantes tipo parafuso dominam o mercado de dispositivos para a fixação de fraturas.

Os implantes em forma de parafuso proporcionam maior retenção imediata após a sua colocação. Para aumentar a estabilidade inicial e elevar a superfície de contato, as formas mais utilizadas são as com perfil angulado (triangular, ou tipo dente de serra). Acredita-se que a geometria do perfil tem um efeito positivo significativo sobre a biomecânica dos implantes. As superfícies da rosca que suportam a carga fazendo um ângulo com o eixo do implante resultam numa melhor distribuição dessas cargas sobre toda a superfície do parafuso. Os flancos angulados direcionam as forças para a massa óssea distante do eixo do parafuso, aumentando ainda mais o poder de fixação do implante (ELLINGSEN; LYNGSTADAAS, 2003). A distribuição das tensões ao longo do implante deve ser uniforme para evitar possíveis complicações, tais como seu afrouxamento ou reabsorção óssea.

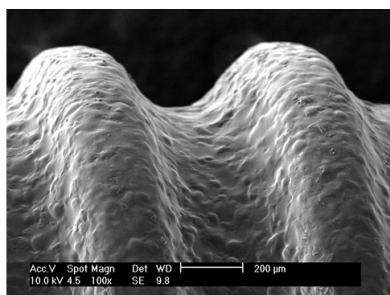
Em se tratando de sua confecção por usinagem, o corte de roscas é um caso particular de torneamento onde o passo da rosca corresponde ao avanço longitudinal da ferramenta. A execução de roscas é um dos problemas mais complexos de usinagem, pois existem algumas dimensões que devem ajustar-se entre si: quais sejam: diâmetro maior, diâmetro menor, passo

da rosca; e ângulo de hélice da rosca. Se uma destas dimensões estiver incorreta, o ajuste ou a transmissão de forças entre o implante e o osso circundante será deficiente.

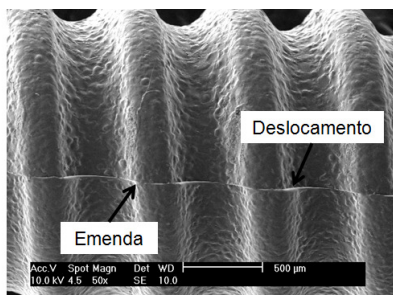
A rosca dos implantes fabricados no presente trabalho foi obtida com passes consecutivos com ferramenta de PCD sendo aprofundada gradativamente a cada passe, até a obtenção do perfil completo, sistema de trabalho este conhecido como “penteamento de rosca”. A limitação maior dessa operação prendeu-se à vinculação da ferramenta ao ângulo (60°) e ao raio de quina do perfil básico dos diferentes passos de roscas. Amostras foram fabricadas com velocidade de corte V_c m/min, profundidade de corte a_{p1} mm, ângulo de saída da ferramenta de γ_c° e ângulo de incidência α_b° . Aplicou-se fluido de corte do tipo já descrito anteriormente. Implantes disponíveis no mercado foram avaliados para comparações com os aqui produzidos. Os implantes avaliados foram: a) implante metálico ($\varnothing 3,75 \times 0,6$ mm de passo) produzido por processo de usinagem e polido; e b) implante biorreabsorvível ($\varnothing 2,0 \times 0,6$ mm de passo) fabricado por processo de moldagem por compressão. O último refere-se a uma marca internacional que é considerada líder de mercado no desenvolvimento de implantes biorreabsorvíveis.

A Fig. 4.25 apresenta as imagens MEV obtidas dos diferentes implantes avaliados. Na Fig. 4.25a, é possível observar as características do implante biorreabsorvível importado. A superfície foi formada por ressaltos e rebaixos distribuídos sobre a superfície sem orientação definida. É importante destacar a presença das marcas de “emendas” no sentido longitudinal do corpo do parafuso (Fig. 4.25b). Tais marcas são típicas do processo de fabricação empregado e necessitam de processos de acabamento posterior para a remoção das rebarbas produzidas. Outro detalhe que chamou a atenção foi o desvio geométrico apresentado pelo perfil da rosca (Fig. 4.25b), o deslocamento é da ordem de 0,05 mm. O erro de fabricação foi causado pela folga entre os moldes superior e inferior utilizados na fabricação do referido implante. Além de prejudicar a qualidade dimensional do parafuso, o desvio observado influenciará de forma negativa sobre a distribuição de tensões ao osso circundante quando implantado. A Fig. 4.25c revelou, para o implante metálico, uma superfície lisa sem a presença significativa de picos ou vales para este tamanho de

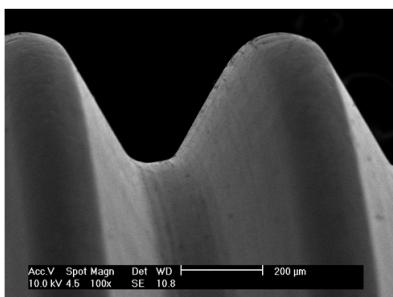
escala, característica das superfícies polidas. Para o caso do implante fabricado no presente trabalho, a Fig. 4.25d mostrou uma superfície com a presença de cavidades necessárias para o ancoramento das células ósseas.



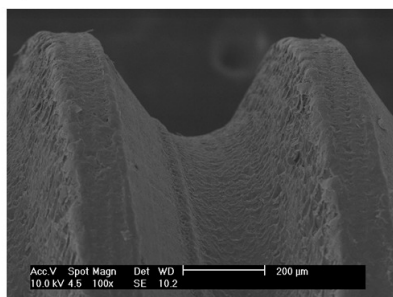
a) Biorreabsorvível moldado



b) Biorreabsorvível moldado



c) Metálico usinado



d) Biorreabsorvível usinado

Fig. 4.25 – Imagens MEV dos perfis de rosca dos diferentes implantes avaliados.

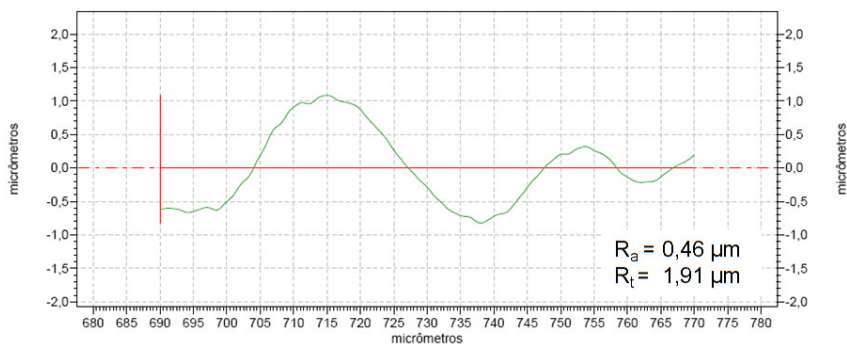
É importante ressaltar que o parafuso fabricado pelo processo de usinagem não apresenta as marcas de “emenda” como no caso do moldado, proporcionando assim maior qualidade dimensional, bem como uma distribuição mais adequada das tensões ao ser implantado. Deste modo, os implantes biorreabsorvíveis usinados não necessitam de processo de acabamento posterior, eliminando uma etapa onerosa do processo de fabricação. As marcas resultantes sobre a superfície da rosca seguem para todo o comprimento do

parafuso o sentido do corte originado pela passagem da ferramenta. Pesquisas demonstraram que as células tendem a procurar sobre a superfície de um implante marcas ou irregularidades de forma tal que acompanham um entalhe tridimensional onde elas podem reconhecer espaços próprios para suas funções metabólicas e de remodelamento ósseo (ELLINGSEN; LYGSTADAAS, 2003).

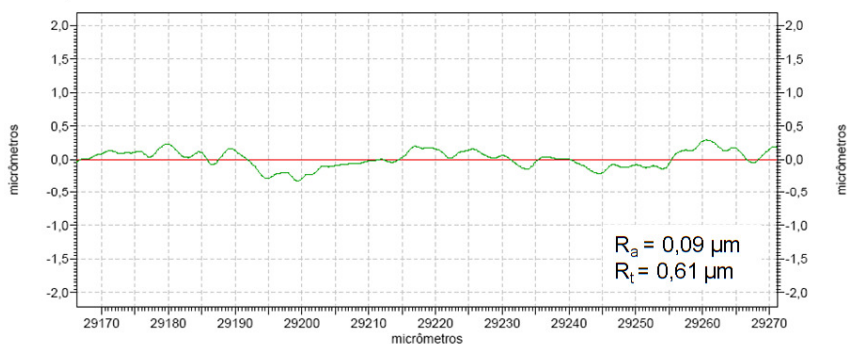
Para implantes tipo parafuso, a medição dos valores de rugosidade deve ser realizada sobre o flanco, vale ou crista do perfil da rosca, partes estas intimamente em contato com o tecido circunvizinho ao implante. O “cut-off” utilizado para efetuar a medição deve ser definido para ser um quinto do valor do comprimento de medição (WENNERBERG; ALBREKTSSON, 2000). Os equipamentos por contato disponíveis no mercado (incluindo o utilizado neste trabalho) medem comprimentos totais equivalentes a sete intervalos do valor do “cut-off”. Para o cálculo dos valores médios de rugosidade, os intervalos de medição das extremidades são desconsiderados e somente os valores dos cinco intervalos intermediários são considerados. Para o caso dos implantes fabricados neste trabalho, devido às dimensões reduzidas, o “cut-off” utilizado foi diferente do normalmente aplicado.

Para o uso deste seria necessário um comprimento de amostragem de 5,6 mm; entretanto, como os implantes aqui pretendidos possuem passo e profundidade de rosca relativamente pequenos, os comprimentos disponíveis para a medição dos valores de rugosidade foram inferiores a 1,0 mm. Outro inconveniente foi que a ponta do apalpador utilizado possuía geometria que não possibilitou a leitura dos valores de rugosidade da rosca. Desta forma, optou-se por efetuar as medições somente sobre os flancos, utilizando um “cut-off” de 0,08 mm, com um comprimento total de amostragem de 0,56 mm, comprimento este possível de ser realizado nos implantes de Ø2,0 e 2,7 mm. Para os implantes de Ø1,5 mm, não foi possível obter os valores de rugosidade utilizando o equipamento disponível. A Fig. 4.26 revela os valores de R_a e R_t , assim como os perfis de rugosidade gerados para os diferentes implantes. O primeiro perfil corresponde ao implante biorreabsorvível fabricado com processo de moldagem por compressão (Fig. 4.26a), como pode ser observado, os valores de rugosidade tanto de $R_a = 0,46$

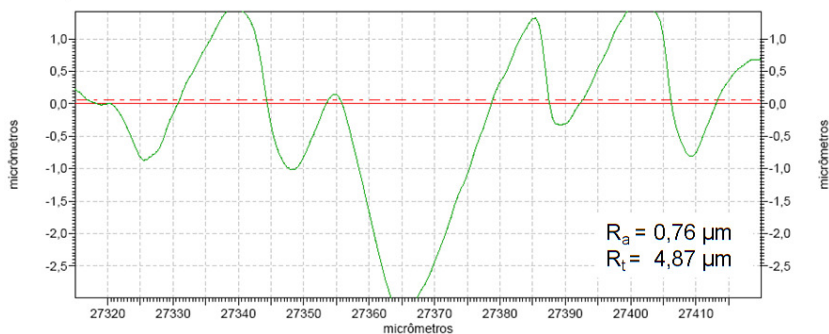
μm como de $R_t = 1,91 \mu\text{m}$ ficaram abaixo daqueles normalmente encontrados nos implantes usinados disponíveis (seção 2.2.2).



a) Biorreabsorvível moldado



b) Metálico usinado



c) Biorreabsorvível usinado

Fig. 4.26 – Perfis de rugosidade obtidos sobre os flancos das roscas de diferentes implantes.

O perfil de rugosidade revelou uma superfície lisa, sem consideráveis variações entre picos e vales. As amplitudes registradas foram características da superfície formada por ressaltos e rebaixos. Para o caso do implante metálico (Fig. 4.26b), os valores de rugosidade foram $R_a = 0,09 \mu\text{m}$ e $R_t = 0,61 \mu\text{m}$. O perfil de rugosidade mostrou uma superfície com baixa amplitude entre picos e vales, todavia, com grande frequência de repetições ao longo do comprimento avaliado. Baixos valores de rugosidade, como também o comportamento dos perfis descritos, são características dos implantes conhecidos como polidos. Já para o caso do implante fabricado no presente trabalho (Fig. 4.26c), os valores de rugosidade $R_a = 0,76 \mu\text{m}$ e $R_t = 4,87 \mu\text{m}$ ficaram na faixa daqueles reportados como usinados. O perfil de rugosidade revelou que a superfície possui grande amplitude entre picos e vales e uma considerável repetição destes ao longo do comprimento medido.

A rugosidade da superfície é um importante e poderoso modulador do comportamento celular, portanto é um fator importante no desempenho do implante. Diversos estudos “in vivo” reportam que melhores fixações ósseas foram obtidas para implantes de superfície com maior rugosidade quando comparadas com implantes usinados ou polidos (ELLINGSEN; LYNGSTADAAS, 2003). Os autores concluíram que: a) superfícies completamente lisas não resultam em boa adesão celular e acabam sendo ancoradas em tecido mole, seja qual for o material utilizado; b) a maior rugosidade da superfície oferece uma melhor adesão para a rede de fibrina, por onde migram os osteoblastos para as proximidades da superfície do implante a fim de secretar a matriz óssea, dando início à formação da interface osseointegrada.

Estudos em animais demonstraram que a resistência ao cisalhamento da interface osso/implante pode ser aumentada com a utilização de uma superfície rugosa (ELLINGSEN; LYNGSTADAAS, 2003). Devido à maior área de contato, a superfície rugosa distribuiu mais uniformemente as cargas sobre os elementos de retenção de maiores dimensões, melhorando o potencial de ancoragem mecânica do osso à superfície do implante. Os autores concluíram que a resistência na interface dos implantes foi significativamente influenciada pelas características da superfície, uma vez que os implantes com

superfície polida e usinada apresentaram menores valores de remoção ao torque quando comparados com outros dois com tratamentos de superfície. Os resultados mostraram também que a força necessária para a remoção dos implantes tratados com ataque ácido foi cinco vezes maior do que para os demais implantes.

De um modo geral, as superfícies mais rugosas são preferidas para implantes. No entanto, existe um nível ótimo de rugosidade que ainda não está muito bem estabelecido. O nível de rugosidade deve ser controlado porque as células necessitam de pontos de ancoragem na superfície do implante para iniciar a sua proliferação e garantir a bioxifação. Se a superfície possuir rugosidade muito menor que o tamanho das células, poderá ocorrer ausência de sítios de fixação. Se a rugosidade for muito elevada, as células podem se comportar nos sulcos como se as superfícies fossem lisas (KASEMO; GOLD, 1999).

Assim, a função da usinagem na fabricação de implantes não deve ser somente relacionada com a obtenção de uma forma geométrica apropriada e dentro de tolerâncias pré-estabelecidas, mas também produzir uma textura da superfície adequada tanto para a função mecânica quanto biológica do implante. As marcas deixadas pela ferramenta sobre a superfície usinada dos implantes aqui fabricados possuem irregularidades periódicas produzindo um perfil tridimensional, espaço este compatível à ordem de grandeza das células do organismo receptor.

É importante questionar se a geração de perfis ou irregularidades tridimensionais sobre as superfícies usinadas nos implantes, formadas a partir de microranuras sobre a ferramenta, pode potencializar efeitos especiais na osseointegração, como, por exemplo, acelerar o processo de surgimento de novo osso. A questão está em aberto, visto que a próxima etapa deve ser a implantação dos parafusos fabricados em animais, para a avaliação das respostas biológicas.

Para verificar a qualidade do perfil gerado e das dimensões padronizadas da rosca, foram utilizados um projetor de perfil com lente de aumento de 10x e um dispositivo desenvolvido especialmente para este uso. O dispositivo constava de uma porca fabricada de osso bovino, onde foi confeccionada a rosca correspondente à dimensão dos implantes citados. A rosca foi

produzida com a utilização de um macho de rosca usado em cirurgias ósseas. Os implantes foram introduzidos no dispositivo padrão para a verificação de suas tolerâncias. Avaliações dimensionais com paquímetro digital também foram realizadas e todos os implantes fabricados apresentaram as dimensões dentro da faixa de tolerância exigida.

Com o projetor de perfil, foram feitas avaliações do perfil da rosca por meio de comparações com modelos impressos com aumento de escala (10x) que representavam o perfil da ferramenta (triângulos vermelhos), formados pelo ângulo (60°) e pelo raio de quina do perfil básico do passo da rosca. A Fig. 4.27 ilustra o perfil correspondente dos diferentes implantes avaliados nesta etapa, todos possuem passo de rosca de 0,6 mm. A imagem superior corresponde ao implante moldado, a imagem central, ao implante metálico e, finalmente, a imagem inferior corresponde ao implante fabricado neste trabalho.

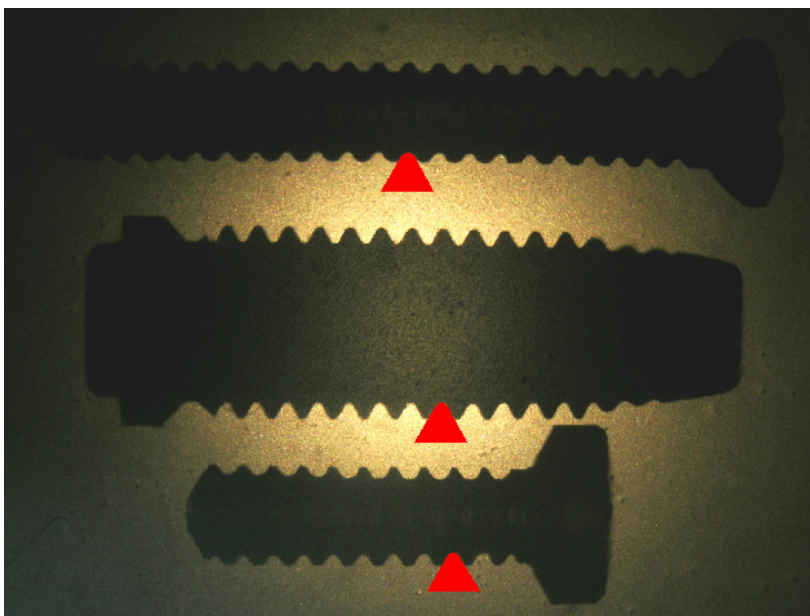


Fig. 4.27 – Imagem obtida por projetor de perfil para os diferentes implantes avaliados. Aumento 10x.

Como é possível observar, para todos os implantes avaliados, não ocorreram variações significativas na altura dos filetes de rosca para um mesmo parafuso. O ângulo de 60°, bem como o raio da ferramenta, foram produzidos com a precisão necessária e sem provocar deformações ou distorções significativas dos filetes.

Para o implante moldado, foi verificado que a altura do filete ficou abaixo das dimensões sugeridas, isto pode prejudicar o desempenho do implante afetando sua estabilidade inicial, como também a distribuição de cargas ao osso circunvizinho. Para o implante aqui produzido, os valores do diâmetro externo e interno, bem como o passo da rosca, foram muito próximos aos valores estipulados pelas normas NBR ISO 5835 (1996) e ASTM F2502 (2005), divergindo em menos de 5%.

Com os resultados obtidos nesta série de experimentos, pode-se concluir que o processo de usinagem utilizado nesta pesquisa resultou na obtenção de parafusos biorreabsorvíveis com qualidade dimensional e características da superfície adequadas para sua aplicação como implantes que interagem com o tecido ósseo. Nas avaliações realizadas, foi possível observar que, em comparação com os similares disponíveis no mercado, em nenhuma situação o implante se mostrou com propriedades inferiores, pelo contrário, apresentou melhor qualidade dimensional que o implante moldado, topografia e rugosidade semelhantes aos relatados como os melhores implantes documentados.

As avaliações dimensionais e de rugosidade foram realizadas em diversas amostras, e para todas elas, também no caso da geração da rosca, foi possível garantir a repetibilidade do processo. A Fig. 4.28 exhibe um conjunto de exemplares resultantes da nova tecnologia para a fabricação de implantes biorreabsorvíveis desenvolvida no presente trabalho. Na seção seguinte, serão mostrados e discutidos os resultados referentes à caracterização das propriedades mecânicas de resistência ao cisalhamento, torque de ruptura, força de extração, assim como a massa molar dos implantes fabricados nas duas séries de experimentos de usinagem já abordadas.



Fig. 4.28 – Imagem dos parafusos biorreabsorvíveis fabricados pelo processo de usinagem desenvolvido no presente trabalho. Os implantes correspondem às geometrias: $\varnothing 1,5 \times 4,5$ mm de comprimento; $\varnothing 2,0 \times 6,5 - 8,5 - 10,5$ mm de comprimento e $\varnothing 2,7 \times 6,5 - 10,5 - 12,5$ mm de comprimento.

4.5 Caracterização das propriedades mecânicas e massa molar dos implantes

Todos os implantes de fixação são fabricados para aproximar e estabilizar o osso, melhorando a resposta de cura e a união biológica. Dispositivos biorreabsorvíveis devem fornecer resistência mecânica inicial apropriada para suportar os esforços, o que, em última instância, serão suportados pelo osso cicatrizado. Como a resistência do dispositivo biorreabsorvível diminui com sua degradação, a carga resultante é transferida para o osso, transformando-se em um estímulo mecânico para a

remodelação óssea. Para o bom desempenho do implante, este deve satisfazer requisitos de resistência mecânica e taxa de degradação para ser aceito como seguro na fixação de fraturas (seção 2.2). Dessa forma, esta série de experimentos teve como objetivo obter os valores de resistência mecânica e de massa molar ponderal média (M_w) dos parafusos fabricados neste trabalho e compará-los com os valores apresentados pelo implante comercial fabricado pelo processo de moldagem por compressão, bem como com dados disponíveis na literatura.

Para esta série de ensaios, cinco amostras fabricadas por processo de usinagem foram submetidas a cada tipo de teste mecânico. No caso do implante importado, somente uma amostra foi avaliada. Dados sobre as propriedades deste implante moldado são pouco divulgados, visto que somente uma empresa detém a tecnologia de fabricação de tal tipo de dispositivo. Entretanto, diversos trabalhos publicados relatam o sucesso clínico deste implante biorreabsorvível utilizado na fixação de fraturas craniofaciais (VOUTILAINEN et al., 2002 – ALSUKHUN et al., 2006 – LANDES; BALLON, 2006). Como já é conhecido e relatado na literatura (seção 2.1.2.6), o processo de esterilização por raios gama pode provocar a degradação com a diminuição da massa molar do implante, prejudicando as suas propriedades mecânicas, portanto, os implantes foram avaliados antes e após esterilização com faixa de 20 KGy, dosagem esta utilizada pelo fabricante do implante importado.

A Tab. 4.4 apresenta um resumo dos valores médios juntamente com o desvio-padrão referente à resistência ao cisalhamento, torque de ruptura, força de extração e M_w dos implantes com dimensões Ø2,0 x 10,5 mm de comprimento fabricados no presente trabalho antes e após esterilização, bem como os valores do implante moldado (Ø2,0 x 10,5 mm de comprimento) e também, quando disponível, do osso cortical.

Ao contrário do que se esperava, a resistência ao cisalhamento inicial dos implantes usinados (vermelho) ($130,7 \pm 2,1$ MPa) sofreu uma pequena redução de aproximadamente 10% de seu valor após processo de esterilização. Trabalhos realizados (JUUTILAINEN et al., 1997 - TÖRMÄLÄ et al., 1998 – SHIKINAMI; OKUNO, 1999) com polímeros biorreabsorvíveis relatam reduções de até 60% nos valores de resistência

mecânica após esterilização por raios gama com faixa de 20 a 25 KGy (seção 2.1).

Tab. 4.4 – Propriedades dos implantes biorreabsorvíveis.

Amostra	Resistência ao Cisalhamento (MPa)	Torque de ruptura (N.cm)	Força de extração (N)	M_w (g/mol)
Implante autorreforçado e usinado	130,7 ± 2,1	61,2 ± 3,7	150,8 ± 4,3	80.138
Implante autorreforçado, usinado e esterilizado	117,9 ± 3,6	52,1 ± 2,6	142,7 ± 3,9	43.967
Implante moldado (comercial)	≈75	≈41	≈121	142.815
Literatura (moldado)	90,0*	65**	140**	42.400*
Osso cortical	68,0***	-----	-----	-----

*Tuomo et al., 2004

**http://www.inion.com/Products/CMF_surgery/ - acesso em 28 de julho de 2010

***COWIN et al., 2001

Em pesquisas anteriores, o autor deste trabalho também encontrou reduções de ≈48% nos valores de resistência mecânica de amostras de osso bovino submetidos à idêntica faixa de dosagem (STARES, 2006). Segundo a literatura, a esterilização por raios gama pode quebrar as longas cadeias moleculares dos polímeros e levar à redução das propriedades mecânicas e a uma rápida degradação (ASHAMMAKHI et al., 2004), o que parece ter ocorrido com menor influência para os implantes aqui fabricados. As demais informações sobre as condições de processo durante a esterilização não foram reveladas pela empresa prestadora do serviço, logo, não foi possível tirar maiores conclusões.

Uma resistência ao cisalhamento final de $117,9 \pm 3,6$ MPa apresentada pelos implantes usinados e esterilizados ficou acima daquelas atingidas pelo implante comercial (≈ 75 MPa) avaliado neste trabalho e, também, dos valores publicados para o mesmo implante (90 MPa). Também superou a resistência do osso cortical de 68 MPa ao cisalhamento, satisfazendo a necessidade dos valores de resistência mecânica do material para superar os valores de resistência do osso cortical para uma fixação segura. A Fig. 4.29 mostra um exemplo das curvas de força-deslocamento dos implantes avaliados. A maior resistência dos implantes usinados e esterilizados (verde), em comparação com os implantes moldados (azul), ficou evidente em razão do maior valor de força registrada para o cisalhamento dos parafusos.

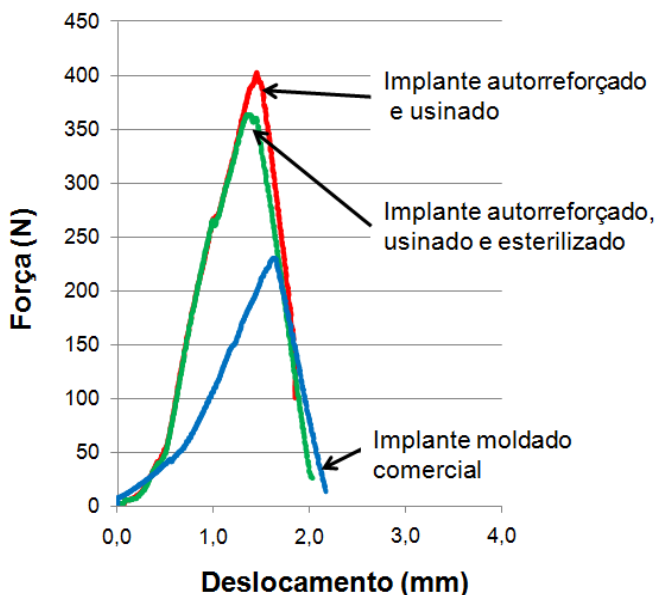


Fig. 4.29 – Curvas força-deslocamento dos diferentes implantes avaliados nesta série de ensaios de cisalhamento.

Os ensaios de cisalhamento efetuados na presente série mensuraram os efeitos cisalhantes na direção perpendicular ao longo do eixo do implante. Este modo foi selecionado devido a

este tipo de carga ser importante na prática onde o escorregamento dos fragmentos ósseos nos planos da fratura cria um cisalhamento similar.

Ensaio de extração foram desenvolvidos para medir a força de fixação no sentido longitudinal do parafuso. Diversos estudos têm reportado ensaios de extração não somente sobre parafusos inseridos em osso, mas também em testes sobre espumas, particularmente poliuretanos que simulam o osso esponjoso. A norma ASTM F2502 (2005) sugere o uso de espumas de poliuretano rígido. Porém, para esta série, devido à similaridade com o osso receptor, o osso bovino foi escolhido como material para a inserção dos parafusos. Os implantes foram inseridos 50% do seu comprimento e submetidos a forças de tração até sua remoção. Os valores de força máxima foram registrados e comparados entre os diferentes implantes avaliados. A Fig. 4.30 ilustra o comparativo entre os valores registrados para a extração dos parafusos da cavidade inserida.

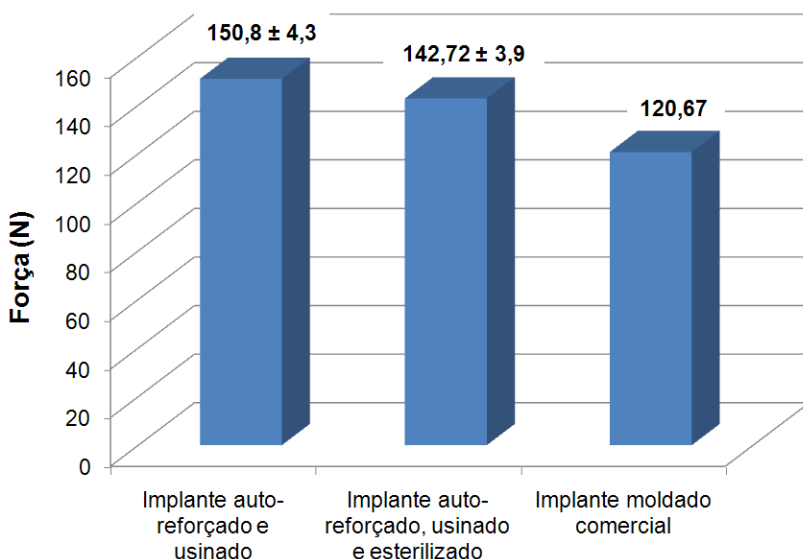


Fig. 4.30 – Gráfico das forças máximas registradas nos ensaios de extração.

Como foi possível observar, os parafusos usinados necessitaram de maior força ($150,8 \pm 4,3$ N) para serem removidos. Da mesma forma que na série anterior, o processo de esterilização por raios gama promoveu uma pequena redução ($\approx 7\%$) na resistência dos implantes. Ainda assim, uma resistência à extração de $142,7 \pm 3,9$ N apresentada pelos implantes usinados e esterilizados ficou ligeiramente acima do valor apresentado pelo implante moldado (≈ 121 N) e na faixa dos valores documentados para este implante (140 N – Tab. 4.4). Desse modo, pode-se afirmar que o implante autorreforçado, usinado e esterilizado possui poder de fixação equivalente ao implante moldado comercial.

O conceito de “carga imediata sobre implantes” é aplicado à situação específica em que o implante recém-instalado é submetido a uma condição de estabilidade inicial satisfatória, mensurável quantitativa e qualitativamente, utilizando instrumento apropriado, o torquímetro.

O valor do torque aplicado ao osso na finalização do aperto do implante não é padrão em todos os casos. Depende do tipo ósseo, da qualidade, da anatomia local e da análise contextual referente aos requisitos de esforço para o caso, especificamente. Na prática, para um implante isolado em osso compacto, são utilizados torques de 30 a 40 N.cm. Para os ensaios de torque de ruptura, novamente a esterilização por raios gama provocou uma pequena redução ($\approx 15\%$) nos valores de resistência dos implantes aqui produzidos pelo processo de usinagem. Inicialmente o torque de ruptura para os implantes usinados foi de $61,2 \pm 3,7$ N.cm (vermelho), após processamento, os implantes usinados e esterilizados (verde) mostraram resistência ao torque de $52,1 \pm 2,6$ N.cm. Tais valores ficaram entre os valores apresentados pelo implante moldado comercial (azul), o qual foi submetido ao teste de torção realizado neste trabalho, (≈ 41 N.cm), e os disponibilizados no site do fabricante²¹ (65 N.cm). Com o torque de ruptura apresentado pelos presentes parafusos, é possível garantir o aperto inicial necessário para a promoção de uma estabilidade primária satisfatória ao implante. Um exemplo das curvas de forças registradas para os ensaios de torção dos diferentes implantes é exibido na Fig. 4.31.

²¹ http://www.inion.com/Products/CMF_surgery/ - acesso em 28 de julho de 2010.

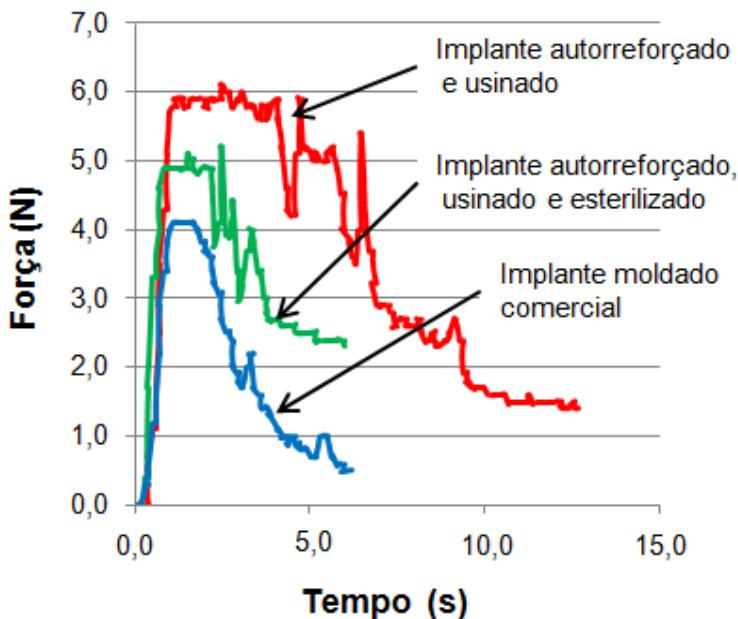


Fig. 4.31 – Curvas força-tempo dos diferentes implantes avaliados nesta série de ensaios de torção.

A maior força de ruptura dos implantes usinados e esterilizados, em comparação com os implantes moldados, ficou evidente em função do maior valor de força registrada para esta série de ensaios. A variação nos valores de força registrados para todas as curvas se deve ao fato de que o acionamento do dispositivo de ensaio de torque foi feito manualmente, o que provocou escorregamentos durante a realização dos testes.

Para os ensaios de resistência mecânica, a redução provocada pela radiação gama foi de aproximadamente de 10%, pouco significativa quando comparada aos valores publicados para polímeros biorreabsorvíveis nas mesmas condições de processamento. Já para o caso da massa molar ponderal média, esta sofreu uma significativa redução de $\approx 45\%$ do seu valor inicial (80.138 g/mol). Um valor de massa molar ponderal média de 43.967 g/mol e índice de polidispersão (M_w/M_n) de 2,0; apresentados pelo implante usinado após a esterilização ficou na

faixa encontrada no trabalho publicado por Tuomo et al. (2004) para um implante moldado. Entretanto, em relação ao implante comercial, esta ficou muito abaixo do seu valor.

No trabalho de Tuomo (2004), o autor inseriu implantes de P(L/DL)LA 70:30 no fêmur de ratos. Os implantes possuíam geometria similar aos fabricados no presente trabalho, foram esterilizados com raios gama na faixa de 25 KGy, resultando na massa molar ponderal média inicial de 42.400 g/mol. Após 24 semanas, os animais foram sacrificados e as amostras foram avaliadas quanto às propriedades apresentadas. Com os resultados de resistência mecânica e massa molar obtidos, o autor concluiu que as propriedades iniciais apresentadas pelos implantes podem ser adequadas para a fixação de ossos com baixa solicitação mecânica.

A expressiva diferença ($\approx 70\%$) nos valores de M_w em relação ao implante comercial (142.815 g/mol) provavelmente resultará numa maior taxa de degradação pelos implantes aqui fabricados e pode ser justificada de duas formas. Primeiro, que os valores iniciais de massa molar dos polímeros utilizados foram diferentes. Como visto no início deste capítulo (seção 4.1), os polímeros podem mostrar diferentes valores de massa molar inicial. Como exemplo, a massa molar inicial do polímero utilizado aqui foi de ≈ 246.000 g/mol. Nos trabalhos de Claes (1996) e Morita (2006), M_w foi de aproximadamente 523.000 e 828.000 g/mol, respectivamente. Considerando que, se para o presente trabalho o valor de massa molar fosse maior, na ordem dos citados, e a taxa de redução fosse idêntica, obteríamos implantes com massa molar superior. Segundo, que o processo de esterilização usado pelo fabricante do implante moldado possa ser utilizado em combinação com arrefecimento, o que permite efetiva esterilização dos produtos, com menores efeitos adversos (seção 2.1.2). Para o presente caso, como o serviço de esterilização foi terceirizado e a empresa é a única no Brasil a prestar este tipo de serviço mantendo os dados sob sigilo, não foi possível obter mais detalhes e interferir no processo. No Apêndice 7.1 estão disponíveis os laudos com maiores informações acerca das análises de GPC (Cromatografia de permeação em gel) para os implantes usinados, usinados e esterilizados e os implantes moldados.

Com os dados obtidos nos ensaios de resistência mecânica, pode-se considerar que os parafusos fabricados no presente trabalho apresentaram melhores propriedades de resistência quando comparados ao implante moldado. Todavia, deve-se levar em conta o fato de que apenas uma amostra do implante moldado foi avaliada para cada caso, não podendo assim afirmar que este seja seu valor médio de resistência mecânica. Porém, para os dados fornecidos pelo fabricante deste implante e os disponíveis na literatura, os ensaios mecânicos foram conduzidos conforme as normas e procedimentos utilizados com os parafusos usinados e esterilizados, ou seja, cinco amostras foram avaliadas para cálculo dos valores médios de resistência e os resultados demonstraram valores compatíveis, tornando assim os dados confiáveis. Em relação à M_w , o valor obtido pelos implantes aqui fabricados é da ordem dos publicados, os quais foram adequados para a fixação de fraturas de baixa solicitação mecânica. Desta forma, pode-se concluir que, em termos de resistência mecânica e massa molar inicial, os implantes fabricados pelo processo de usinagem aqui desenvolvido podem ser usados como implantes biorreabsorvíveis para fixações de fraturas craniofaciais.

Na próxima seção, serão exibidas as considerações finais sobre os resultados obtidos e discutidos nesta Tese.

4.6 Considerações finais

A busca por novas tecnologias para a fabricação de dispositivos biorreabsorvíveis tornou-se extremamente importante no campo da medicina. Em cirurgias de fixação de fraturas, há muitas razões para a escolha por uma fixação absorvível. A mais importante é a não necessidade de uma segunda cirurgia para a remoção do implante, o que traz benefícios financeiros e vantagens psicológicas ao paciente, além de aumentar a capacidade de cicatrização do osso circundante. Todos os implantes biorreabsorvíveis disponíveis no mercado nacional são importados. Seu alto custo de aquisição os

impede de serem incluídos na relação OPME²² de produtos e serviços financiados pelo SUS (Sistema Único de Saúde). Dessa maneira, somente alguns planos de saúde e uma pequena classe da população possuem acesso a este tipo de dispositivo e tratamento. Portanto, é clara a necessidade do desenvolvimento de novos processos para a fabricação nacional de implantes biorreabsorvíveis como alternativa aos importados disponíveis atualmente no mercado.

O desenvolvimento deste trabalho gerou uma enriquecedora quantidade de conhecimento sobre a fabricação de implantes biorreabsorvíveis, com o desenvolvimento de uma tecnologia alternativa para a fabricação de parafusos usados na fixação de fraturas craniofaciais, utilizando o polímero biorreabsorvível P(L/DL)LA 70:30 autorreforçado como matéria-prima e a usinagem como processo final. Buscou-se produzir implantes com qualidades superiores às apresentadas pelos implantes moldados importados, evitando os defeitos da moldagem, melhorando os níveis de resistência mecânica, o mecanismo de fratura, a obtenção de superfícies com características que promoverão uma fixação segura e que favorecerão o ancoramento das células e a regeneração óssea. Também buscou-se uma maior flexibilidade no processo de produção, reduzindo os altos custos decorrentes da fabricação de moldes complexos.

Assim, a pesquisa procurou aprofundar os conhecimentos a respeito da influência das diferentes condições de autorreforço sobre a resistência mecânica e qualidade das barras processadas. Avanços importantes também foram obtidos em relação à usinagem deste material. Foi possível avaliar os fenômenos que ocorrem durante a usinagem do polímero e quais as ferramentas e condições de corte mais adequadas para se obter as características desejadas. Neste sentido, foi analisada em profundidade a influência dos principais parâmetros de usinagem sobre os resultados dos componentes, como velocidade de corte, avanço, profundidade de corte, fluido de corte, material e geometria da ferramenta.

Além das contribuições científicas e tecnológicas relatadas acima, também é importante destacar a contribuição social desta

²² Órteses, Próteses e Materiais Especiais em Ortopedia.

pesquisa. Durante o desenvolvimento do presente trabalho, uma empresa terceirizada foi contratada para realizar um estudo preliminar²³ com o objetivo de mostrar a viabilidade econômica da fabricação e comercialização dos implantes biorreabsorvíveis confeccionados por usinagem desenvolvidos neste trabalho. Todas as informações contidas neste estudo foram levantadas e aprovadas junto à equipe executora do projeto, universidade e empresas envolvidas. No referido estudo, foi levantado que o custo de um parafuso importado fabricado por processo de moldagem é em torno de R\$ 845,41 (oitocentos e quarenta e cinco reais e quarenta e um centavos – Anexo 7.1), não existindo similar nacional. Com o desenvolvimento da tecnologia de usinagem e nacionalização da fabricação destes parafusos biorreabsorvíveis, é possível reduzir consideravelmente seu preço de mercado. Com essa redução, é possível incluir estes dispositivos na tabela de itens financiados pelo SUS e assim disponibilizar o acesso da população a tais tipos de implantes.

Para a finalização desta pesquisa, na próxima seção, serão apresentadas as conclusões obtidas com a realização da presente Tese de Doutorado.

²³ ESTUDO DE VIABILIDADE ECONÔMICA - Síntese de Parafusos e Placas Bioabsorvíveis, Radiopacos e Coloridos - Preparado por: BZPlan Consultoria Ltda. Florianópolis, Novembro / 2008.

5 CONCLUSÕES

Com base nas investigações realizadas e resultados obtidos, foi possível atingir os objetivos propostos para esta pesquisa, destacando os seguintes aspectos relevantes:

- A proposta de fabricar implantes temporários utilizando as etapas e processos estudados ao longo desta pesquisa demonstrou ser viável e de grande potencial. Parafusos biorreabsorvíveis autorreforçados, usinados dentro da geometria, tolerância dimensional, com propriedades mecânicas e qualidade da superfície obtida no presente trabalho, representam uma alternativa interessante para eliminar imperfeições decorrentes do processo de moldagem e problemas de rejeição, bem como a necessidade de realizar uma segunda cirurgia para a remoção dos mesmos.
- Com as condições de processo utilizadas para a injeção das barras cilíndricas, foi possível obter barras com geometria e tolerâncias dentro da faixa especificada durante a fase de projeto. As características dimensionais e a resistência mecânica inicial destas barras possibilitaram deformação sem o seu rompimento durante o processo de autorreforço. Entretanto, como era previsto, as propriedades mecânicas apresentadas pelas barras não-autorreforçadas não foram seguras para sua utilização como implantes para a fixação óssea. O nível de resistência mecânica obtido ficou abaixo da resistência do osso cortical, sendo que o material poderia não resistir às tensões durante os procedimentos cirúrgicos de implantação e não suportar as cargas externas e fisiológicas durante o estágio inicial da cicatrização do tecido. Para atingir os níveis de resistência mecânica do osso cortical, seria necessária a utilização de implantes de maior tamanho, o que poderia aumentar significativamente os riscos de reação do organismo.

- A técnica de autorreforço aumentou as propriedades mecânicas das barras consideravelmente. Isto permitiu a fabricação de parafusos de pequenas dimensões e resistentes o suficiente para assegurar uma estabilidade mecânica adequada para a consolidação de fraturas. Esta técnica também promoveu a mudança no mecanismo de fratura das barras de frágil para dúctil. Do ponto de vista clínico, um modo de fratura dúctil é desejável, uma vez que a ruptura frágil de um implante antes da união de uma fratura resulta no deslocamento dos seus fragmentos e desencadeamento de inflamações.
- A fabricação de implantes por usinagem a partir do polímero P(L/DL)LA 70:30 autorreforçado corresponde a uma série de processos que, em grande parte, produzem resultados diferentes dos encontrados na área de usinagem sobre outros materiais. Mesmo assim, foi possível estabelecer parâmetros para a usinagem deste material com sucesso. Tais parâmetros serviram como diretrizes para alcançar de forma adequada os resultados esperados na fabricação dos implantes na sua forma e qualidade final.
- As propriedades mecânicas (resistência ao cisalhamento, torque de ruptura, força de extração) e o valor de massa molar atingidos pelos implantes fabricados com a nova tecnologia desenvolvida no presente trabalho apontam claramente que os dispositivos em questão podem ser usados na fixação de ossos craniofaciais. Os valores de resistência mecânica dos implantes usinados foram, para todos os casos, superiores aos apresentados pelos implantes moldados disponíveis no mercado e usados como referência nesta pesquisa. Os implantes poliméricos comerciais têm sido minuciosamente estudados tanto em trabalhos experimentais como clínicos e oferecem resistência adequada durante a consolidação da fratura no esqueleto facial.

- O estudo de tecnologias inovadoras para a fabricação de dispositivos biorreabsorvíveis abre possibilidades para o desenvolvimento de novos produtos. A usinagem do polímero P(L/DL)LA 70:30 autorreforçado abordado nesta pesquisa é um novo método de fabricação e assim representa uma valiosa contribuição para o avanço do conhecimento nesta área. Devido a seu comportamento visco-elástico, o conhecimento abrangente sobre a usinagem de outros materiais não pode ser aplicado para o material em questão sem as devidas adequações de processo que o material exige. Desta forma, esta é uma contribuição do presente trabalho de Tese de Doutorado.
- Grande parte dos biomateriais usados no Brasil são importados e acabam por gerar gastos elevados por parte do Ministério da Saúde (SUS). Deste modo, esta Tese de Doutorado também traz como contribuição o desenvolvimento científico e tecnológico brasileiro na área de biomateriais como forma de atender às necessidades do povo brasileiro de melhoria da saúde geral e de redução de custos dos materiais envolvidos.

Como ampliação e aprofundamento da pesquisa, fica a sugestão da realização de experimentos de degradação e retenção das propriedades mecânicas dos implantes biorreabsorvíveis autorreforçados e usinados, isto em meio que simule o ambiente corpóreo para uma posterior avaliação em modelo animal.

Também sugere-se o desenvolvimento da tecnologia de usinagem para fabricação de implantes a partir de materiais compósitos autorreforçados, formados pelo polímero biorreabsorvível PLA e biocerâmicas, tais como, HA (hidroxiapatita) e TCP (fosfato tricálcico), bem como o desenvolvimento da usinagem para materiais não-autorreforçados. Dentre os parâmetros de usinagem estudados neste trabalho, sugerem-se novos estudos com a utilização de maiores taxas de avanços e profundidades de corte e também com diferentes materiais da ferramenta, tais como, metal duro e cerâmica.

6 REFERÊNCIAS

ALI, S. A. M. et al. Mechanisms of polymer degradation in implantable devices. 2. Poly(DL-lactic acid). Journal of Biomedical Materials Research, v.27, n.11, pp.1409 – 1418. 1993.

AL-SUKHUN, J. et al. Bioresorbable Poly-L/DL-Lactide (P[L/DL]LA 70/30) Plates Are Reliable for Repairing Large Inferior Orbital Wall Bony Defects: A Pilot Study. J Oral Maxillofac Surg. 64:47-55, 2006.

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. Standard Specification and Test Methods for Bioabsorbable Plates and Screws for Internal Fixation Implants: ASTM F2502-05. United States, 2005. v.13.01, 11p.

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. Standard Test Method for Rubber Property-Durometer Hardness: ASTM D2240-05. United States, 2005. v.09.01, 13p.

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. Standard Test Methods for Flexural Properties of Unreinforced and Reinforced Plastics and Electrical Insulating Materials. ASTM D790-03. United States, 2003. v.12.01, 09p.

ANASTAKIS, D. J. et al. Computed tomography artifacts associated with craniofacial fixation devices: an experimental study. Annals of plastic surgery, Oct (1996). v.37, n.4, pp. 349-55.

AOKI, Hideki et al. Hydroxyapatite coating by dipping method, and bone bonding strength. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, v.7, n.6, pp.355-357. 1996.

ASHAMMAKHI, N. et al. New resorbable bone fixation. Biomaterials in craniomaxillofacial surgery: present and future. European Journal of Plastic Surgery, Feb (2004). v.26, n.8, pp. 383-390.

ASHBURN, M.A; FINE, P.G. PERSISTENT PAIN FOLLOWING TRAUMA. MIL MED. 1989;154(2):86-9.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. Implantes para cirurgia - Parafusos ósseos metálicos com conexão para chave hexagonal, parte inferior da cabeça de forma esférica e rosca assimétrica – Dimensões. NBR ISO 5835:1996.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. Implantes para cirurgia - parafusos ósseos metálicos com conexão para chave hexagonal, parte inferior da cabeça de forma esférica e rosca assimétrica – dimensões, NBR ISO 5835. Rio de Janeiro, 11/1996. 5p.

BARBANTI, Samuel H. et al. Polímeros Bioreabsorvíveis na Engenharia de Tecidos. Revista Polímeros: Ciência e Tecnologia, v.15, n.1, pp. 13-21, 2005.

BARROWS, T.H. Degradable implant materials: a review of synthetic absorbable polymers and their applications. Journal of Clinical Materials, v.1, pp.233-257. 1986.

BENDIX D. Chemical synthesis of polylactide and its copolymers for medical applications. Journal Polymer degradation and stability, v.59, n.1-3, p.398. 1998.

BENTO, Daniela A. Análise de resistência mecânica em implantes de osso um enfoque numérico e experimental, 2003. 158 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2003.

BIANCHINI, Marco. A. Osteopromoção através do uso combinado de parafusos de osso bovino e membranas reforçadas com titânio: análises clínica e histológica. 2006. 51 f. Tese (Doutorado em Odontologia) - Programa de Pós-Graduação em Odontologia,

Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2006.

BLASS, Arno. Processamento de polímeros. Florianópolis: Ed. da UFSC, 1985. 254p. (Serie Didática).

BORDJIH, Karim et al. Evaluation of the effect of three surface treatments on the biocompatibility of 316L stainless steel using human differentiated cells. *Journal Biomaterials*. v.17, n. 5, pp.491-500. 1996.

BOS, R. R. M. et al. Bone plates and screws of bioabsorbable poly(L-lactide) – an animal pilot study. *British journal of oral & maxillofacial surgery*, v.27, n.6, pp. 467-476. 1989.

BÖSTMAN, O. et al. Absorbable implants for the fixation of fractures. *The Journal of Bone e Joint Surgery*. v.73, pp.148-153. 1991.

BÖSTMAN, O. et al. Degradation and tissue replacement of an absorbable polyglycolide screw in the fixation of rabbit femoral osteotomias. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. v.74, n.7, pp.1021-1031. 1992.

BRÅNEMARK, R. et al. Intramedullary osseointegration: development of a rodent model and study of histology and neuropeptide changes around titanium implants. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Mar-Apr (2001). v.38, n.2, pp.183-90.

BURG, Karen J. L. et al. Biomaterial developments for bone tissue engineering. *Journal Biomaterials*, v.21, n.23, pp.2347-2359. 2000.

CALES, B.; STEFANI, Y. Mechanical properties and surface analysis of retrieved zirconia hip joint heads after an implantation time of two to three years. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, Jun

(1994). v.5, n.6-7.

CARR, J.W.; FEGER, C. Ultraprecision machining of polymers. *Journal Precision Engineering*, v.15, n.4, pp. 221-237. 1993.

CASADEI, Ana Paula Marzagão. Arcabouço de PLLA/HAP sinterizado, com potencial de utilização em regeneração de tecido ósseo. 2009. 76 f. Tese (Doutorado) - Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2009.

CHRISTEL, P. et al. Monomer transfer moulding and rapid prototyping methods for fibre reinforced thermoplastics for medical applications. *Journal Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, Jul (2001). v.32, n.7, pp.969-976.

CLAES, L.E. et al. New bioresorbable pin for the reduction of small bony fragments: design mechanical properties and in vitro degradation. *Biomaterials* 17: 1621-1626, 1996.

COWIN, S. Bone mechanics handbook, 2. ed. Boca Raton, 2001.

CUTRIGHT, D.E. et al. Fracture reduction using a biodegradable material, polylactic acid. *Journal of Oral Surgery*, Jun (1971). v.29, n.6, pp.393-7.

DAVIM, J.P.; MATA, F. Chemical vapour deposition (CVD) diamond coated tools performance in machining of PEEK composites. *Journal Materials & Design*, v.29, n.8, pp.1568-1574. 2008.

DEUTSCHES INSTITUT FÜR NORMUNG. Terminology of chip removing; reference systems and angles on the cutting part of the tool. DIN 6581. E.V. (German National Standard) / 01-Oct-1985 / 42 pages.

DONG, W.P. et al. Determination of appropriate sampling conditions for three-dimensional microtopography measurement. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, Dec (1996). v.36, n.12, pp.1347-1362.

DUEK, E.A.R. et al. In vitro study of poly(lactic acid) pin degradation. *Journal Polymer*, Nov (1999). v.40, n.23, pp.6465-6473.

EIRADO, S. R. A. Análise da influência da esterilização por irradiação gama nas propriedades mecânicas do osso cortical bovino. 2009. Trabalho de Conclusão de Curso. (Graduação em Engenharia de Materiais) - Universidade Federal de Santa Catarina, Fundação de Apoio a Pesquisa Científica e Tecnológica do Estado de SC.

ELKE, Marten et al. Studies on the enzymatic hydrolysis of polyesters I. Low molecular mass model esters and aliphatic polyesters. *Polymer Degradation and Stability*, 2003, v.80, n.3, pp. 485-501.

ELLINGSEN; LYGSTADAAS. Bio-implant interface. 2003 by CRC Press LLC.

FAISANT, N. et al. PLGA-based microparticles: elucidation of mechanisms and a new, simple mathematical model quantifying drug release. *European Journal of Pharmaceutical Science*, May (2002). v.15, n.4, pp.355-366.

FERRARESI, Dino. Usinagem dos metais. São Paulo: E. Blucher, 1970.

FINGERHUT, L; WAVNER, M. Injury chartbook: Health United States, 1996-1997. Hyattsville:National Center for Health Statistics;1997.

GENTRY, R.E. Diamond point machining facility design. Production Aspects of Single Point Machined Optics, SPIE Proceedings Vol. 508. Bellingham, WA: Society for Photo-Optical Instrumentation Engineers, 1984., p.112.

GILDING, D.K. Biodegradable polymers. In: Biocompatibility of clinical implant materials. Ed. DF Williams, 1981. v. 2, pp.209-232.

GIROTTI, J.A. et al. Long-term physical impairment and functional outcomes after complex facial fractures. *Plast Reconstr Surg*. 2001;108(2):312-27.

GLANCY, K.E.; GLANCY, C.J. A study of recovery in trauma patients. *J Trauma*. 1992;33(4):602-9.

GOGOLEWSKI, S. Bioresorbable polymers in trauma and bone surgery. *Bioresorbierbare Polymere in der Trauma- und Knochenchirurgie*. Polymères biorésorbables en traumatologie et chirurgie orthopédique. Los polímeros biorreabsorbibles en la cirugía ósea y traumatológica. *Journal Injury*, Dec (2000). v.31, s.4, pp.D28-D32.

GOGOLEWSKI, Sylwester.; MAINIL-VARLET, Pierre. Effect of thermal treatment on sterility, molecular and mechanical properties of various polylactides. II. Poly(L/DL-lactide) and poly(L/DL-lactide). *Journal Biomaterials*, Feb (1997). v.18, n.3, pp.251-255.

GOLDBERG, V. M. et al. Biology of grit-blasted titanium alloy implants. *Journal Clinical Orthopaedics and Related Research*, n. 319, pp. 4-237. 1995.

GRABCHENKO, A.I. et al. Precision Machining of Optical Products

Made from Polymeric Materials. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, Jan (2001). v.17, n.2, pp.93-103.

GROOVER, M. P. Fundamentals of Modern Manufacturing Materials, Processes and Systems. 2ed. Prentice Hall, New Jersey, 1996.

HANAWA, T. Metal ion release from metal implants. Journal Materials Science and Engineering: C, Dec (2004). v.24, n.6-8, pp.745-752.

HECKELE, M. et al. Review on micro molding of thermoplastic polymers. Journal of Micromechanics and Microengineering, Mar (2004). n.3.

HENRIQUES, Vinicius A.R. et al. Production of Ti-6%Al-7%Nb alloy by powder metallurgy (P/M). Journal of Materials Processing Technology, Dec (2001). v.118, n.1-3, pp.212-215.

HOLLINGER, J.O. et al. Role of bone substitutes. Clinical orthopaedics and related research, n.324, pp.55-65. 1996.

HOLLINGER, J.O.; BATTISTONE, G.C. Biodegradable bone repair materials: synthetic polymers and ceramics. Journal Clinical orthopaedics and related research, n.207, pp.290-305. 1986.

HUANG, Ming-Hsi et al. Degradation and cell culture studies on block copolymers prepared by ring opening polymerization of ϵ -caprolactone in the presence of poly(ethylene glycol). Journal of Biomedical Materials Research Part A, Jun (2004). v.69A, n.3, pp.417-427.

HURST, M. et al. Resorbable mouldings and process for producing them. U.S. Patent 5700901, 1997.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION.: Basic Quantities in Cutting and Grinding - Part 1: Geometry of the Active Part of Cutting Tools - General Terms, Reference Systems, Tool and Working Angles, Chip Breakers. ISO 3002-1. Second Edition; Amendment 1-1992.

JOUKAINEN, A. et al. Bioabsorbable screw fixation for the treatment of ankle fractures. J Orthop Sci, (2007) 12:28–34

JUUTILAINEN, T. et al. Comparison of costs in ankle fractures treated with absorbable or metallic fixation devices. Arch Orthop Trauma Surg (1997) 116:204-208.

KASEMO, B., GOLD, J. Implant surfaces and interface processes Advances in Dental Research, Vol 13, 8-20, 1999 by International & American Associations for Dental Research.

KOBAYASHI, A. et al. Ultraprecision Machining of Plastics, part 1, polymethyl methacrylate, Polymer- Plastic. Technology Engineering. v. 1, p. 15-25, 1984.

KOKUBO, Tadashi et al. Novel bioactive materials with different mechanical properties. Journal Biomaterials, Jun (2003). v.24, n.13, pp.2161-2175.

KÖNIG, W. et al. Diamond Machining Technology. Tutorial 6th IPES/UME 2. IPT-Aachen. Aachen, may 1991. 96p.

KULKARNI, R.K. et al. Biodegradable poly(lactic acid) polymers. Journal of Biomedical Materials Research, v.5, n.3, pp.169–181. 1971.

KURELLA, A.; DAHOTRE, N. B. Review paper: Surface Modification for Bioimplants: The Role of Laser Surface Engineering. Journal of Biomaterials Applications, Vol. 20, No. 1, 5-50 (2005)

LAM, K.H. et al. The influence of surface morphology and wettability on the inflammatory response against poly(L-lactic acid): A semi-quantitative study with monoclonal antibodies. Journal of Biomedical Materials Research, v.29, n.8, pp.929–942. 1995.

LANDES, C.A.; BALLON, A. Indications and limitations in Resorbable P(70L/30DL) LA Osteosyntheses of Displaced Mandibular Fractures in 4.5 year follow-up. Plastic and Reconstructive Surgery, February 2006, V. 117, n. 2.

LEE, E.S. Precision Machining of Glass Fibre Reinforced Plastics with respect to Tool Characteristics. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, May (2001). V.17, n.11, pp.791-798.

LEENSLAQ, J.W. et al. Resorbable materials of poly(Llactide). VII. In vivo and in vitro degradation. Journal Biomaterials, v.8, n.4, pp.311-314. 1987.

LIU, Xuanyong et al. Surface modification of titanium, titanium alloys, and related materials for biomedical applications. Journal Materials Science and Engineering: R: Reports, Dec (2004). v.47, n.3-4, pp.49-121.

LOSKEN, H. W. et al. Memory of DL-Polylactic Acid Biodegradable Plates. Annals of Plastic Surgery, Jun (1994). v.32, n.6, pp.606-611.

MAINIL-VARLET, P. et al. Longterm in vivo degradation and bone reaction to various polylactides. 1. One year results. Journal Biomaterials, Feb (1997). v.18, n.3, pp.257-266.

MESSIAS, A.D.; ARAGONES, A.; DUEK, E.A.R. PLGA-Hydroxyapatite Composite Scaffolds for Osteoblastic-Like Cells. Key Engineering Materials, v. 396-398 (2009) pp 461- 464.

MICHAELI, Walter. Tecnologia dos plasticos: livro texto e de exercicios. Sao Paulo: E. Blucher, 1995. 205p.

MIDDLETON, John C.; TIPTON, Arthur J. Synthetic biodegradable polymers as orthopedic devices. Journal Biomaterials, Dec (2000). v.21, n.23, pp.2335-2346.

MIKOS, Antonio G. et al. Prevascularization of porous biodegradable polymers. Journal of Biotechnology and Bioengineering, v.42, n.6, pp.716-723. 1993.

MILROY, Georgina. E. et al. The distribution of water in degrading polyglycolide. Part ii: Magnetic resonance imaging and drug release. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, May (2003). v.14, n.5, pp.465-473.

MONTGOMERY, D. C. Design and analysis of experiments. 4. ed. New York: J. Wiley, c1997. 704p.

MORA, F.A. Fabricação de implantes ortopédicos a partir da usinagem de osso humano, 2000. 249 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2000.

MORITA, Augusto T. et al. Low cost capillary rheometer, transfer molding and die-drawing module. *Journal Polymer Testing*, Apr (2006). v.25, n.2, pp.197-202.

MOTTA, A. C.; DUEK, E. A. R. Síntese e Caracterização do Copolímero Poli(L-co-D,L Ácido Lático). *Revista Polímeros*, São Carlos, v.17, n.2, Apr/Jun (2007).

MÜLLER, M. E. et al. Screw and plates and their applications (Em “Manual of Internal Fixation, Technique Recommended by the AO-ASIF Group”), 3 ed, pp. 179-198, 1991.

NAKAMURA, T. et al. Bioabsorption of polylactides with different molecular properties. *Journal of Biomedical Materials Research*, v.23, n.10, pp.1115 – 1130. 1989.

ODIAN, George. Principles of polymerization. 4th ed. Ed. John Wiley & Sons. 2004. 832p.

OHASH, H. et al. The effect of drilling parameters on bone. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, Apr (1994). v.5, n.4, pp.225-231.

OKAZAKI, Yoshimitsu et al. Corrosion resistance, mechanical properties, corrosion fatigue strength and cytocompatibility of new Ti alloys without Al and V. *Journal Biomaterials*, Jun (1998). v.19. n.13, pp.1197-1215.

OKAZAKI, Yoshimitsu; GOTOH, Emiko. Comparison of metal release from various metallic biomaterials in vitro. *Journal Biomaterials*, Jan (2005). v.26, n.1, pp.11-21.

OLIVEIRA, Octavio M. R. Otimização da macrogeometria e avaliação

da resistência à torção de parafusos de osso cortical bovino desproteínizado. 2004. 79 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2004.

PAPAY, F. A. et al. "False" migration of rigid fixation appliances in pediatric craniofacial surgery. *The Journal of Craniofacial Surgery*, Jul (1995). v.6, n.4, pp.309-13.

PARK, Joon B.; BRONZINO, JOSEPH D. *Biomaterials – Principles and applications*. Editora: CRC Press. 2003. 250 p.

PARK, Joon B.; LAKES, Roderic S. *Biomaterials: an introduction*; 3rd ed., Hardcover, 2007. 564 p.

PEREIRA et al. Trauma craniofacial: perfil epidemiológico de 1223 fraturas atendidas entre 1999 e 2005 no Hospital São Paulo – UNIFESP-EPM. *Rev Soc Bras Cir Craniomaxilofac*, 2008; 11(2): 47-50.

PIETRZAK W.S. et al. Bioabsorbable polymer science for the practicing surgeon. *Journal of Craniofacial Surgery*, Mar (1997). v.8, n.2, pp.87-91.

POHJONEN, T. et al. Strength retention of self-reinforced poly-L-lactide screws. A comparison of compression moulded and machine cut screws. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, May (1997). v.8, n.5, pp.311-320.

PONTUAL, Marco A.B. Estudo comparativo da neoformação óssea entre parafuso de osso cortical bovino e enxerto ósseo aposicional. 2006. 71 f. Tese (Doutorado em Odontologia) - Universidade Federal de Santa Catarina, Programa de Pós-Graduação em Odontologia,

Florianópolis, 2006.

PORTO, Arthur J.V. Usinagem de ultraprecisão. São Carlos: RIMA. FAPESP, 2004. 293p.

RATNER, B.D.; BRYANT, S.J. Biomaterials: Where We Have Been and Where We Are Going. Annu. Rev. Biomed. Eng. 2004. 6:41–75.

RÖTTING, O. et al. Polymer microfabrication Technologies. Journal Microsystem Technologies, Mar (2002). v.8, n.1, pp.32-36.

SAIKKU-B.ACKSTROM, A. et al. Intramedullary fixation of femoral cortical osteotomies with interlocked biodegradable self-reinforced poly-96l/4d-lactide (SR-PLA96) nails. Journal Biomaterials, Jun (2004). v.25, n.13, pp.2669-2677.

SALLES, J.L.C.; GONÇALVES, M.T.T. Effects of Machining Parameters on Surface Quality of the Ultra High Molecular Weight Polyethylene (UHMWPE). Revista Matéria, v.8, n.1, pp.1-10, 2003.

SCHIOCHETT, Cintia. Análise microscópica do comportamento tecidual de parafusos de osso bovino instalados em tíbia de coelho, 2002. 130 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2002.

SCHROETER, R. B. Usinagem de Ultraprecisão de Elementos Ópticos Transmissivos no Espectro Infravermelho. 1997. 194 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 1997.

Seminário INOVATEC. Rio de Janeiro, 03/08/2007. Demanda Tecnológica da Indústria de Equipamentos e Suprimentos Médicos,

Hospitalares e Odontológicos.

SHIKINAMI, Y.; OKUNO, M. Bioresorbable devices made of forged composites of hydroxyapatite (HA) particles and poly-L-lactide (PLLA): Part I. Basic characteristics. *Journal Biomaterials*, May (1999). v.20, n.9, pp.859-877.

SHYAMROY, S. Synthesis of Biodegradable Poly (Lactic Acid) Polymers. Thesis doctor University of Poona, India, (2003).

SIEPMANN, J. et al. Effect of the size of biodegradable microparticles on drug release: experiment and theory. *Journal of Controlled Release*, Apr (2004). v.96, n.1, pp.123-134.

SINGH, Raghuvir; DAHOTRE, Narendra B. Corrosion degradation and prevention by surface modification of biometallic materials. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. v.18, n.5, pp.725-751. 2007.

SME. Tool and Manufacturing Engineers Handbook. 4ed. Dearborn/Michigan: v. IV Quality control and Assembly, cap. 5 Surface Tecnology – Surface Texture, 1987a.

SME. Tool and Manufacturing Engineers Handbook. 4ed. Dearborn/Michigan: v. IV Quality control and Assembly, cap. 5 Surface Tecnology – Surface Integrity, 1987b.

SMITH, E. F. Single-point diamond turning of amorphous thermoplastic polymers. 1989. 64 f. Thesis (M.S.) – Departament of Materials Science and Engineering, North Carolina State University, North Carolina.

SOARES, G. A. Fórum de Biotecnologia Biomateriais. Universidade Federal do Rio de Janeiro - Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-graduação e Pesquisa de Engenharia - Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais. Rio de Janeiro Dezembro, 2005

STARES, S.L. Desenvolvimento e fabricação de um protótipo de implante odontológico a partir de osso bovino como material de preenchimento em cirurgias de levantamento de seio maxilar. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Universidade Federal de Santa Catarina, Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica, Florianópolis, 2006.

STEMMER, Caspar Erich. Ferramentas de corte I. 4. ed. rev. ampl. Florianopolis: Ed. da UFSC, 1995. 249p.

SUURONEN, Riitta et al. A 5-year in vitro and in vivo study of the biodegradation of polylactide plates. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, May (1998). v.56, n.5, pp.604-614.

TADDEI, T. et al. SINTERIZAÇÃO A VÁCUO DA LIGA Ti-35Nb-7Zr-5Ta. *Revista Brasileira de Aplicações de Vácuo*, v. 23, n. 2, pp.68-72, 2004.

TONSHOFF, H.K. et al. Cutting of hardened steel. *CIRP Annals - Manufacturing Technology*. v.49, n.2, pp.547-566. 2000.

TÖRMÄLÄ, P. et al. Bioabsorbable polymers: materials technology and surgical applications. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. v.212, n.2. 1998.

TÖRMÄLÄ, P. et al. The effects of fibre reinforcement and gold plating on the flexural strength of PGA/PLA copolymer materials in vitro. *Journal Biomaterials*, Jan (1987). v.8, n.1, pp.42-5.

TÖRMÄLÄ, P. et al. Ultra-high-strength absorbable self-reinforced polyglycolide (SRPGA) composite rods for internal fixation of the bone fractures: in vitro and in vivo study. *Journal of Biomedical Materials Research*. v.25, n.1, pp.1 – 22. 1991.

TUOMO, P. et al. Fixation of distal femoral osteotomies with self-reinforced poly (L/DL) lactide 70:30/ bioactive glass composite rods. An experimental study on rats. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 15 (2004) 275-281.

VAHDATI, M. et al. Investigation on the cutting mode and behaviour of single crystalline silicon under single point diamond cutting. *International Journal of the Japan Society of Precision Engineering*. v.29, n.2, pp.128-133. 1995.

VAINIONPAA, S. et al. Surgical Applications of Biodegradable Polymers in Human Tissues. *Journal Progress in polymer science*. v.14, n.5, pp.679-716. 1989.

VERT, Michel et al. Bioresorbable plastic materials for bone surgery. In: *Macromolecular Biomaterials*, Eds. G. W. Hastings and P. Ducheyne, CRC Press Inc, Boca Rato, USA, 1984, pp. 119-142.

VERT, Michel et al. Stereoregular bioresorbable polyesters for orthopaedic surgery. *Journal Die Makromolekulare Chemie*. v.5, n.5, pp.30 – 41. 1981.

VOUTILAINEN, N. et al. Arthrodesis of the first metatarsophalangeal joint in patients with rheumatoid arthritis with bioabsorbable self-reinforced poly(L/DL)lactide 70:30 screw fixation—a preliminary report. *The Foot* (2002) 12, 233–241.

WEINGAERTNER, W. L.; SCHROETER, R. B. *Tecnologia de Usinagem do Alumínio e suas Ligas*. 2ª Edição. Alcan Alumínio do Brasil, São Paulo, 1990. 75p.

WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T. Suggested Guidelines for the Topographic Evaluation of Implant Surfaces. *The International Journal*

of Oral & Maxillofacial Implants, Volume 15, Number 3, 2000

WENNERBERG, Ann. The importance of surface roughness for implant incorporation. International Journal of Machine Tools and Manufacture, May-Jun (1998). v.38, n.5-6, pp.657-662.

WILLIAMS, D.F. On the mechanisms of biocompatibility. Journal Biomaterials 29 (2008) 2941–2953

XIAO, K.Q.; ZHANG, L.C. The role of viscous deformation in the machining of polymer. International Journal of Mechanical Sciences 44 (2002) 2317–2336